

慣性センサを用いた3次元運動計測による脳卒中麻痺者の歩行中の異常運動検出法に関する研究

著者	塩谷 真帆
学位授与機関	Tohoku University
学位授与番号	11301甲第18812号
URL	http://hdl.handle.net/10097/00127274

博士学位論文

慣性センサを用いた 3 次元運動計測による脳卒中 麻痺者の歩行中の異常運動検出法に関する研究

東北大学大学院医工学研究科

医工学専攻

塩谷 真帆

平成 31 年 1 月 10 日

修了年度	2018 年度	課程	博士課程後期 3 年の課程
英文 Abstract			
<p>Title: A Study of Detection Method for Abnormal Movements of Hemiplegic Patient after Stroke during Gait with Three-dimensional Movement Measurement by Using Inertial Sensor.</p> <p>Author: Maho SHIOTANI</p> <p>Supervisor: Takashi WATANABE</p> <p>Abnormal movements during gait after stroke are different between patients. Therefore, to optimize rehabilitation method individually, detail information of abnormal movements during gait is needed. This study aimed to construct indexes and a method to detect abnormal movements of hemiplegic patient by using inertial sensors during gait. Though inertial sensor is useful to use in clinical site, it needs calibration to correct difference between an anatomical coordinate system and a sensor coordinate system, and the calibration may be difficult for hemiplegic patients. Therefore, in this study, detection indexes and a method to detect abnormal movements during gait without the calibration was developed. At first, detection indexes for three-dimensional foot abnormal movements were proposed. The inclination angles at the initial contact and around the foot flat were used as detection indexes, and the usefulness of those indexes without calibration was indicated from the results of gait measurements with hemiplegic and healthy subjects. Next, detection indexes of thigh abnormal movements using thigh movement loci were developed. In thigh movements, the measurement result can be changed by the difference between an anatomical and a sensor coordinate system. Therefore, the detection index for thigh abnormal movements unaffected by difference of the coordinate systems was developed. The usefulness of developed indexes was shown from result of gait measurement with healthy and hemiplegic subjects. In addition, a method for detecting abnormal movements by using two indexes was developed. In this study, two indexes for detecting foot abnormal movements were used by the developed method. Using the developed method, it was able to show the difference between the movements of healthy and hemiplegic subjects. Therefore, the developed method can be effective to detect abnormal movement.</p>			
和文アブストラクト			
<p>論文題目： 慣性センサを用いた 3 次元運動計測による脳卒中麻痺者の歩行中の異常運動検出法に関する研究</p> <p>提出者氏名： 塩谷 真帆</p> <p>指導教員： 渡邊 高志</p> <p>脳卒中による歩行中の異常運動は患者ごとに症状が異なることから、リハビリテーションを最適化するために患者の症状を詳細に把握する必要がある。そこで本研究では、慣性センサを用いて脳卒中片麻痺者の歩行中の異常運動の検出法の開発を目的とした。また、慣性センサは臨床現場で導入しやすい一方、解剖学的座標系とセンサ座標系の差異の校正が必要であり、運動機能障害者にとって負担となる。そこで本研究では、座標系の校正が不要な異常運動検出法を検討した。まず、初期接地時の足部矢状面傾斜角度と、矢状面運動が停止した地点での足部前額面傾斜角度を異常検出指標として検討した。片麻痺者 14 名、健常者 30 名の歩行計測結果から、これらの足部異常運動検出指標の有効性が示され、さらに座標系校正を省略可能であることが示唆された。次に、大腿部動作軌跡を用いた大腿部異常運動検出指標を検討した。慣性センサによる大腿部運動の計測結果は解剖学的座標系とセンサ座標系の差異に影響を受けるため、座標系の差異の影響を受けない指標を検討し、片麻痺者の異常運動検出における有効性を確認した。また、複数の指標を利用した異常運動検出法の枠組みを構築した。本研究では足部の 2 種類の異常運動検出指標を組み合わせる 2 次元平面を構築し、異常判別に使用する方法を提案し、提案した方法が足部の異常運動を客観的に把握する上で有効であることが示唆された。</p>			

第 1 章 序論	1
1.1 研究背景	1
1.2 本研究の目的	4
1.3 本論文の構成	5
第 2 章 慣性センサを用いた 3 次元運動計測法と精度評価試験	6
2.1 はじめに	6
2.2 運動計測機器の概要	7
2.3 慣性センサを用いた 3 次元運動計測法	10
2.4 慣性センサを用いた 3 次元運動計測法の精度評価	21
2.5 まとめ	33
第 3 章 足部 3 次元異常運動の検出指標の検討	34
3.1 はじめに	34
3.2 傾斜角度を用いた足部 3 次元運動の検出指標の検討	35
3.3 歩行事象判別	37
3.4 立脚初期における足部の異常運動の検出指標の利用可能性の検討	38
3.5 まとめ	47
第 4 章 大腿部異常運動の検出法の検討	48
4.1 はじめに	48
4.2 健常者と片麻痺者の歩行中の大腿部動作の比較	49
4.3 考察	58
4.4 まとめ	59
第 5 章 座標系の校正が不要な大腿部異常運動検出法の開発	60
5.1 はじめに	60
5.2 座標系校正が不要な検出指標	61
5.3 提案した検出指標によるベクトル軌跡の左右方向動作の定量化の有効性の検証 ...	63

5.4	片麻痺者の大腿部異常運動の検出における d_{\max} の利用可能性の検討	65
5.5	まとめ	72
第 6 章 異常運動検出法の提案		73
6.1	はじめに	73
6.2	立脚初期の足部 3 次元異常運動の検出法の提案	74
6.3	提案法を用いた片麻痺者の足部異常運動の検出	78
6.4	考察	85
6.5	まとめ	89
第 7 章 結論		90
参考文献		93
謝辞		100
研究業績		101

第1章 序論

1.1 研究背景

2014 年の厚生労働省の発表によると、現在脳卒中患者は 118 万人とされている [1]。平成 28 年度の厚生労働省の国民生活基礎調査の概況によると、要介護度別に介護が必要となった主な原因上位 3 つを見ると、要支援 1～要介護 5 まで、すべての介護度において原因として脳血管疾患が入っている [2]。さらに、厚生労働省発表の医療費・介護費データを見ると、医療費は平成 23 年度では 38.6 兆円だったのに対し [3]、平成 28 年では 41.3 兆円へ [4]、介護保険の総費用は平成 12 年度に 3.6 兆円だったのが平成 29 年度には 10.8 兆円へ [5]と上昇し、社会的な問題となっている。このような社会的問題が発生している原因として、脳卒中では多くの場合認知機能や運動機能に後遺症が生じ、患者の QOL に影響が生じる点が挙げられる。脳卒中（くも膜下出血、脳出血、脳梗塞、TIA、病型不明）の発症およびその後の 5 年生存率と死亡原因を調査した先行研究 [6] によると、発症後 30 日以降での 5 年生存率は、くも膜下出血で 70.1%、脳出血では 85.9%であった。脳梗塞に関しては急性期における死亡は少なく、全体を通してみた 5 年生存率は 83.9%であった。このように、脳卒中を発症した場合、死亡率は低い。しかし、運動機能障害や高次脳機能障害、言語障害などが生じることが知られており、発症後の患者の QOL に影響を与える。脳卒中による運動機能障害では、体の半分が麻痺する片麻痺がしばしばみられ、下肢に運動機能障害が発生する場合も多い。特に、下肢に運動機能障害が生じた場合、患者の歩行機能が低下し、著しい ADL の低下を引き起こす。また、脳卒中慢性期患者において、下肢運動機能障害により転倒リスクの増加や関節疾患による疼痛が発生し、転倒への恐れや痛みにより運動機能がさらに悪化することで要介護度の悪化や生活の自立の妨げとなる場合もある。また、脳卒中後の慢性期患者を対象とした研究では、転倒、骨折経験者の割合が高くなっており [7]、その原因として麻痺側下肢の制御能力低下や、左右の非対称性によるバランス能力の低下などが挙げられている [8]。したがって、下肢の運動機能障害、特に歩行能力に着目したりハビリテーションや歩行補助により、運動機能障害の緩和や、怪我や疼痛の発生を予防し、要介護者の減少及び要介護度の悪化を防止することが大切であると考えられる。

近年、脳卒中患者の運動異常に対し、ロボットスーツ [9-13] や機能的電気刺激 [14-16] といった工学技術を応用したリハビリテーションシステムの研究が広く行われており、その有効性が注目されている。更に、これらの研究成果の一部は医療機器として、臨床現場や日常生活に広がりつつある [17-19]。しかし、脳卒中による運動機能障害は個人差が大きく、上記のリハビリテーション・歩行補助システムを適用した場合の改善も患者によって異なる場合が存在し [19]、リハビリテーションにおける問題の一つとなっている。先行研究では、海外で市販され、広く利用されている機能的電気刺激を用いた下垂足矯正システム ODFS について、患者 293 名の使用状況を調査した結果、下垂足をうまく矯正できない、患者ご

との最適な電極位置セッティングを患者自身で行うには難しい、といった理由から導入後継続使用できなくなるケースから使用を中止するケースが多くみられることが示されている[20]。この場合、機能的電気刺激システムを導入する前や適用中の患者の状況を定量的に詳細に把握し、家庭での導入が容易であるか困難であるか、また有効性が十分得られるかを検討する必要があると考えられる。このような現状から、今後のリハビリテーション医療の発展のためには、患者の症状を詳細に把握し、リハビリテーションシステムや運動補助具を患者に合わせて最適化する必要があると考えられる。

現在のリハビリテーション現場では、10m 歩行試験や Time Up and Go (TUG) 試験、片足立ち試験など、身体運動全体を検出するものがほとんどであり、足部や大腿部といった身体各セグメントの詳細な異常運動の検出や評価はほとんど行われていない。また、現在リハビリテーション現場で実施されている異常運動の評価のほとんどは視覚情報や患者本人からの申告情報に基づいており、評価者によるばらつきが大きいことが問題視されている[21,22]。さらに、歩行運動は足部・下腿部・大腿部・体幹部、さらに上肢を含む全身運動であることから、各セグメントの異常がどのタイミングで生じているのか詳細な評価を実施することは困難であり、医療スタッフの負担が大きい。したがって、リハビリテーションをより効率的に実施し、かつ医療スタッフの負担を軽減するためには、定量的な運動計測に基づく客観的な異常運動検出・評価システムが必要である。

これまで身体運動を定量的に計測する際、研究の間ではしばしばカメラを用いた 3 次元動作解析装置が使用されてきた。しかし、カメラを用いた 3 次元動作解析装置は高額であり、セッティングが煩雑であるため、一般的なリハビリテーション施設へ導入するのは現実的ではない。また、計測可能範囲がカメラの写像範囲に限定されるため、計測可能環境が限られてしまうことが問題となる。そこで、カメラを用いた 3 次元動作解析装置の欠点を補える運動計測機器として無線型慣性センサを用いる方法が研究されている[23-45]。無線型慣性センサは、カメラを用いた 3 次元動作解析装置に比べて安価であり、電波での通信が十分可能な環境であれば計測範囲が限定されないという利点がある。これまで慣性センサを用いて矢状面のセグメント傾斜角度や関節角度[23-29]、ストライド長やステップ長[25, 30-32]、歩行速度[27, 33, 34]、爪先クリアランス[35, 36]、歩行事象[37-41]などの歩行データを計測する方法が多数報告されている。我々の研究グループでも慣性センサを用いた運動計測法を提案してきた[42-45]。しかし、計測した運動データから実際に片麻痺者の異常運動を検出・評価する指標については十分検討されていない。

下肢に運動機能障害のある脳卒中片麻痺者の歩行では、健常者とは異なる異常がしばしば見られる。例えば、片麻痺者にしばしばみられる足部の異常運動では、足関節の背屈動作が不十分となる下垂足や、足関節に強い内反が生じる内反足が知られている[46]。足関節の背屈動作が不十分となった場合、遊脚期中の爪先クリアランスを保てなくなり、初期接地 (Initial Contact; IC) で踵からではなく爪先から接地し、躓きや転倒の危険性が高くなる。また、足関節に強い内反が生じた場合、足部への荷重が正常に行われず、転倒や怪我のリス

クとなりうる。また、片麻痺者に現れる異常運動は足部の下垂足や内反足だけではない。遊脚期に大腿部を大きく弧を描くように動かすぶんまわし運動もしばしば問題視される[46]。ぶん回し運動に関しては、下垂足による爪先クリアランスの不足を補うため生じる代償動作とされているが[46]、ぶん回し運動改善のためのリハビリテーションに関する研究や、定量的な検出方法を提案した先行研究は少ない。しかし、歩行は下肢セグメントが協調して動作する統合的な運動であるため、ぶん回し運動のような大腿部、体幹部、骨盤といった上位のセグメントに影響し、全身運動に影響を及ぼす可能性のある運動について、客観的な計測結果から異常を検出し、改善していく必要があると考えられる。このように脳卒中片麻痺者において下肢運動機能障害が発生した場合、様々なセグメントに異常運動が発生するが、その検出法については十分検討されていない。

また、慣性センサを用いて運動計測を実施する場合、センサ座標系と臨床的に定義された解剖学的座標系に差異が発生した場合、計測結果に影響が表れることが問題となる。この問題に対し、解剖学的座標系とセンサ座標系の差異を校正する方法がいくつか提案されている。提案されている方法として、座標系の校正の際に 3 次元動作解析装置を使う方法[47-49]や、蝶番関節と仮定できる関節のみを対象とし、1 方向のみの運動を行うという前提を用いた方法[50-52]、特定の校正用姿勢や動作を被験者に行わせる方法[53-62]が挙げられるが、いずれも臨床現場で運動機能障害者に対して適用することは利便性および安全性の面から難しい。そのため、臨床現場で医療スタッフの負担を軽減するためには、センサ座標系と解剖学的座標系の差異の校正が不要な異常判別指標が必要である。

1.2 本研究の目的

1.1節で述べた研究背景から, 本研究では, 臨床現場での運動機能障害者へのリハビリテーション最適化を目標として, 慣性センサを用いた運動計測法による, 座標系の校正が不要な下肢運動機能障害者の運動異常の検出方法の開発を目的とする.

前節で述べたように, 片麻痺者の異常運動は下垂足, 内反足といった足部の異常運動や, ぶん回し運動などの大腿部・股関節の異常運動のように, 様々なセグメントに 3 次元的に発生する. 本研究では, 転倒や怪我の危険性から, 患者の QOL に大きく影響する可能性があると考え, まず足部の 3 次元運動異常の検出法を検討した. 特に足部の 3 次元的な異常運動が立脚初期に発生した場合, 転倒や怪我の危険性があると考え, 踵接地から足底接地にかけての足部の傾斜角度を用いた異常運動の検出法の構築を具体的な目的とした. また, 慣性センサを用いた運動計測にしばしば発生する解剖学的座標系とセンサ座標系の差異による影響が問題となるかどうか検討し, 足部の異常運動検出において座標系の校正が省略可能かどうか考察した.

次に, 片麻痺者にしばしばみられる 3 次元的な異常運動として, 大腿部のぶん回し運動に着目し, 歩行中の大腿部運動の異常検出法の構築を目的とした. 1.1節でも述べたように, ぶん回し運動は, 遊脚期に大腿部を弧を描くように動かす異常運動であるが, 目視での検出が難しく, 検査者による結果のばらつきが大きいことが先行研究で問題視されており[22], 客観的な計測に基づく異常運動検出法が必要である. そこで, 3 次元運動計測法を応用し, 大腿部長軸方向に定義した単位ベクトルから歩行中の大腿部の動作軌跡を表現する方法を利用した. また, 大腿部において座標系の校正を省略した場合結果にどの程度影響が表れるのか調査し, 座標系の校正が不要な異常検出法の構築を目指した.

さらに, 歩行は多方向, 多セグメントの共同運動であることから, 単一の指標でそれぞれ異常を判定するだけではなく, 統合的に異常を判定することで患者の歩行状態をより詳細に把握できると考えられる. そこで, 複数の指標を組み合わせる統合的な異常判定を行う方法を検討した.

1.3 本論文の構成

本論文は7章構成である。以下に、本論文の構成を示す。

第1章は、序論である。

第2章では、運動計測に利用されている従来の計測装置と慣性センサを比較し、慣性センサの利点と応用可能性について述べる。また、先行研究で構築された慣性センサを用いたウェアラブル運動計測システムの概要と、クォータニオンに基づく3次元運動計測法について説明する。また、先行研究で実施された精度評価では、リファレンスとなる3次元動作解析装置と慣性センサとの座標系の差異の影響を考慮していない点が問題となり、正確な精度評価が実施できていなかった。そこでまず、複数の計測システム間で座標系の差異が生じた場合について、異なる座標系で運動を計測した場合を想定したシミュレーションから問題点を検証した。次に、計測システム間の座標系の差異による計測結果への影響を排除し、より正確な精度評価を実施した。

第3章では、内反足・下垂足といった足部の運動異常に着目し、足部運動異常の検出法を検討した。ここではまず、初期接地時 (Initial Contact; IC) における足部矢状面傾斜角度と、矢状面内運動停止時 (Foot Flat in the sagittal plane; FF_s) における足部前額面傾斜角度を検出指標として、足部の運動異常の検出可能性を検討した。

第4章では、大腿部の異常運動に着目し、大腿部長軸方向に単位ベクトルを定義し、その水平面軌跡を用いた検出法を検討した。まず、片麻痺者と健常者の大腿部の水平面軌跡を比較し、軌跡の形状評価から片麻痺者と健常者の運動の違いの検出可能性を確認した。次に、センサ座標系と解剖学的座標系の差異を校正せずに検出できるかどうか検討した。

第5章では、第4章の結果から、座標系の校正が不要な指標を提案し、提案した指標の形状評価における有効性を確認した。さらに、提案した検出指標を用いて、片麻痺者と健常者の歩行傾向を比較し、大腿部の異常運動の検出可能性を検討した。

第6章では、3章で検討した指標を用いて、複数の指標を組み合わせたうえで1ストライドずつの異常運動の有無を統合的に検出する方法を提案した。ここでは健常者データから統計的に健常範囲を算出し、ストライドごとに異常を検出する方法を検討した。

第7章は結論である。

第2章 慣性センサを用いた 3 次元運動計測法 と精度評価試験

2.1 はじめに

慣性センサは、3次元動作解析装置に比べて安価であり装着や計測が簡便、かつ計測範囲が制限されないことから、臨床現場に導入しやすい運動計測デバイスとして注目されている。慣性センサを用いた 3 次元運動計測法が近年様々なアプローチで開発されており[23-45]、我々の研究グループの先行研究でも慣性センサを用いた 3 次元運動計測法が提案された[44]。本研究では我々のグループで提案された 3 次元運動計測法を使用して足部や大腿部の運動異常の検出法を検討する。しかし、先行研究で 3 次元運動計測法が提案された際、リファレンスと慣性センサとの座標系の差異の校正が不十分であり、正確な精度評価が行えていなかった可能性がある[63]。そこで本章ではリファレンスの座標系と慣性センサによって計測された運動を表現する座標系との差異を校正したうえで、計測精度を再評価した。

まず、2.2 節で運動計測において本研究で運動計測法の精度評価試験において使用した、カメラを用いた 3 次元動作解析装置と慣性センサについて概要を述べる。次に、2.3 節では先行研究で提案され、本研究を通して歩行中の運動計測に使用した、慣性センサを用いた 3 次元運動計測法の詳細について解説する。その後、2.4 節で座標系校正に関する先行研究[62]を元にした方法を用いて、慣性センサを用いた 3 次元運動計測法の計測精度を再評価した。

2.2 運動計測機器の概要

2.2.1 3次元動作解析装置 OPTOTRAK

3次元動作解析装置には、発光するマーカをカメラで撮影し、マーカの位置座標を取得するアクティブマーカ式と、反射マーカを用いるテレビ方式がある。いずれの方式でもマーカは数十個使用可能であり、複数台のカメラを用いてマーカを撮影することで、3次元的な位置座標を取得できる。テレビ方式では、ガラスビーズで覆われたマーカと、赤外線などの光を照射する部分と反射光をとらえる部分を併せ持ったカメラから成る。原理的には使用できるマーカ数に限度が無いことが長所であるが、マーカの位置情報の取り違えが起こる可能性があることが欠点である。また、マーカ表面の反射光をとらえて動作を計測するため、床面等から反射した照明光が計測へ影響を及ぼす場合もあり、計測環境を整えるのに非常に手間がかかる。一方、アクティブマーカ式では、マーカから光を発光させ、その光をカメラでとらえる。マーカは1つずつナンバリングされており、とり違えは起こらない。しかし、マーカ同士が有線でつながれており、運動の制約が起こる。

ここで、本研究で用いた OPTOTRAK (Northern Digital Inc.) (図 2.1) について述べる。OPTOTRAK はアクティブマーカ式の 3 次元動作解析装置である。マーカには赤外発光ダイオードが内蔵されている。このマーカから赤外光を発光させ、3つのレンズの奥にある赤外光を受光する CCD ラインセンサが、各マーカの 3 次元位置を特定する。設定された計測周波数に応じて、各マーカで発光順序が決定され、順番に計測されていくため、リアルタイムでマーカ番号が判別できる[64]。また、計測精度はカメラとマーカが 4 m 離れているときで 0.45 mm 以下(表 2.1)であり、高い精度を有している。さらに、テレビ方式で必要なカメラのキャリブレーションが不要である。

3次元動作解析装置の問題点としては、コストが非常に高いことや、計測前のセッティングに時間がかかること、計測環境が制限されることが挙げられる。また、衣服によるマーカのずれを避けるため、通常の上からは装着することができない。こうした点から、3次元動作解析装置をリハビリテーションの現場で利用することは困難であるといえる。



(a) カメラ



(b) マーカ

図 2.1 3次元動作解析装置 OPTOTRAK

表 2.1 OPTOTRAK の計測範囲と計測精度[65]

センサとカメラ間の距離	2.25 m	4 m	6 m
計測可能範囲（水平方向×鉛直方向）	1.34×1.28 m	2.36×2.04 m	3.54×2.60 m
水平方向・鉛直方向計測精度	0.1 mm	0.3 mm	0.45 mm
奥行方向計測精度	0.15 mm	0.45 mm	0.9 mm

2.2.2 慣性センサ

本研究では、市販の慣性センサ WAA-010（クレスコワイヤレス社）を使用した。センサの外観を図 2.2 に示す。また、慣性センサの仕様を表 2.2 に示す。この無線型慣性センサは Bluetooth によって 1 台の端末から最大 7 個のセンサを同時接続可能であり、センサで計測された加速度・角速度信号のデータを送信する。本研究では加速度センサを $\pm 4\text{ G}$ 、角速度センサを $\pm 2000\text{ dps}$ の検出範囲で使用し、サンプリング周波数は 100 Hz とした。慣性センサは、小型で軽量かつ安価であり、さらに伸縮性のバンドを各部位に巻きつけてセンサを固定するため、衣服の上からでも着脱が容易であることから、臨床での運動検出に適していると考えられる。



図 2.2 無線型慣性センサ（WAA-010）の外観

表 2.2 無線型慣性センサの仕様[66]

型番	WAA-010 (クレスコワイヤレス社)
加速度センサ	3 軸(XYZ) : AXDL345(アナログデバイセズ) 検出範囲 : $\pm 2\text{ G}/\pm 4\text{ G}/\pm 8\text{ G}/\pm 16\text{ G}$ 感度 : 4 mG
角速度センサ	3 軸(XYZ) : IDG-3200 (InvenSense) 検出範囲 : $\pm 2000\text{ dps}$ 感度 : 0.1 dps 出力単位は 0.1 dps
重量	20 g
サイズ	$39\times 44\times 12\text{ mm}$
稼働時間	約 6 時間(100 Hz サンプリング時)
通信	Bluetooth(通信距離最大 10 m)

2.3 慣性センサを用いた 3 次元運動計測法

2.3.1 先行研究で提案された慣性センサを用いた 3 次元運動計測法

ここで、先行研究で提案された、慣性センサを用いた 3 次元運動計測法について述べる [44]。図 2.3 に 3 次元運動計測法を示すブロック線図を示す。 \mathbf{q} , \mathbf{z} はそれぞれ加速度と角速度から算出したクォータニオンを、 $\hat{\mathbf{q}}$ はカルマンフィルタを用いて補正したクォータニオンを示す。また、図 2.4 に本研究で慣性センサから計算した 3 次元運動を表現するための座標系の定義を示す。本研究では、3 次元運動を表現するための座標系として、左右方向を x 軸、進行方向を y 軸、鉛直方向を z 軸とする右手直交座標系を解剖学的座標系と定義した。したがって、解剖学的座標系と運動面との対応は、xy 面が水平面、yz 面が矢状面、zx 面が前額面となる。

先行研究で提案された方法では、まず慣性センサで計測された加速度信号と角速度信号からそれぞれ 3 次元回転を表すクォータニオンを算出する。クォータニオンの詳しい性質については 2.3.2 項にて述べる。算出したクォータニオンのうち、角速度信号由来のクォータニオンには積分による蓄積誤差が発生する。その誤差を補正するために、加速度から算出したクォータニオンを観測値としてカルマンフィルタを適用する。使用したカルマンフィルタの設計については 2.3.3 項で述べる。補正したクォータニオンから回転行列を算出し、身体各セグメントに規定した単位ベクトルに対して適用することで、各時刻におけるセグメントの姿勢を表すベクトルを得る。このベクトルを矢状面や前額面、水平面に射影することで、各面における傾斜角度や水平面内ベクトル軌跡を得る。この部分の計算については、2.3.4 項にて詳しく述べる。

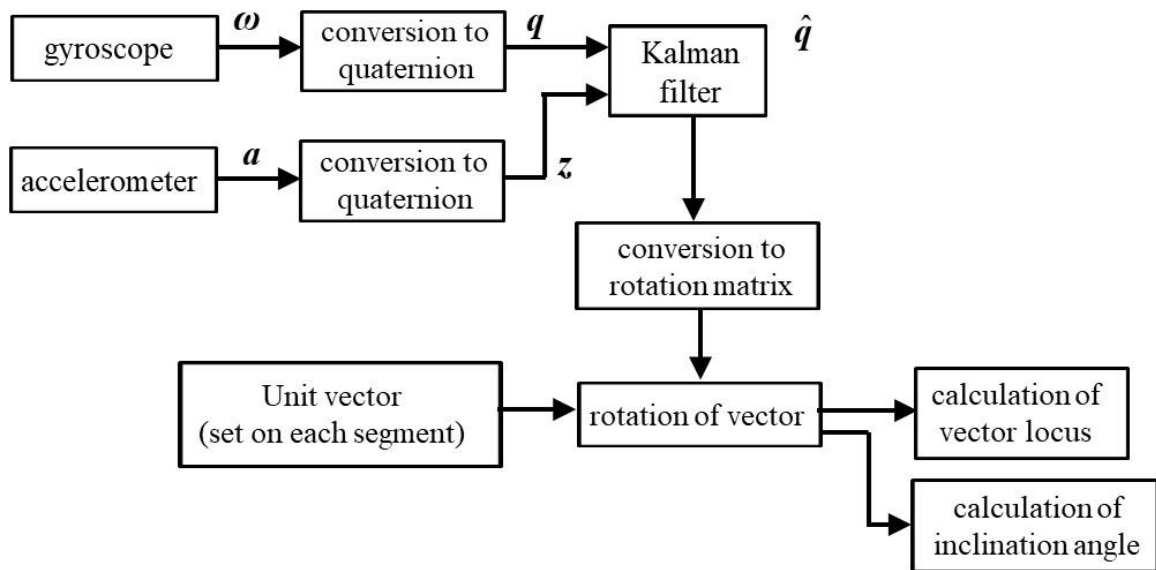


図2.3 先行研究で構築されたクォータニオンに基づく3次元運動計算法の概要

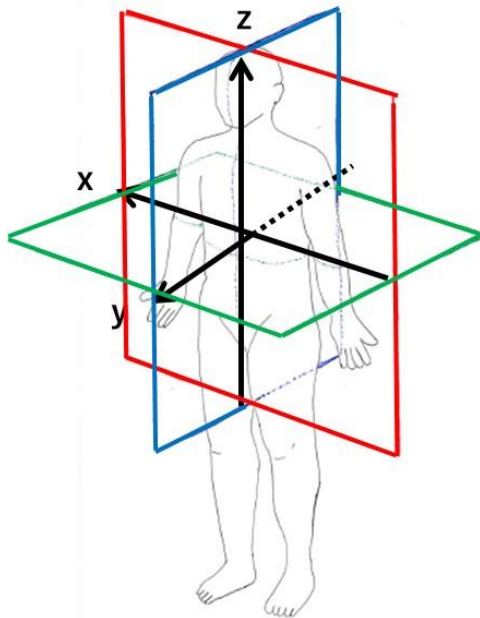


図 2.4 本研究で定義した解剖学的座標系の定義

左右方向が x 軸，進行方向が y 軸，鉛直方向が z 軸の右手直交座標系となっている。

人体図は以下のサイトから引用し，加工した。

リハビリ（理学療法・作業療法）の資料集：

<https://physioapproach.com/basic-limb-position.html>

2.3.2 クォータニオンの性質と物理量からの算出

(1) クォータニオンの性質

クォータニオンとは, 1つの実部 q_0 と3つの虚部 q_1, q_2, q_3 を組み合わせた複素数の拡張表現で, 次式のように定義される.

$$\mathbf{q} = q_0 + q_1 i + q_2 j + q_3 k \quad (2.1)$$

このとき, 3つの虚数単位 i, j, k は次のような性質をもつ.

$$i^2 = j^2 = k^2 = -1 \quad (2.2)$$

$$ij = -ji = k \quad (2.3)$$

$$jk = -kj = i \quad (2.4)$$

$$ki = -ik = j \quad (2.5)$$

また, クォータニオンは4次元のベクトルとしても扱うことができ, 次のように表記することもできる.

$$\mathbf{q} = \begin{bmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

ノルム $\|\mathbf{q}\| = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2}$ が1のクォータニオンを単位クォータニオンと呼ぶ. この単位クォータニオンによって, 3次元空間内の回転を表現することができる. 一例として, 図2.5のように3次元ベクトル $\mathbf{v}(v_x, v_y, v_z)$ を, 単位ベクトル $\mathbf{e}(e_x, e_y, e_z)$ を軸として θ [rad]回転させ, 回転後のベクトルを求める場合を示す. まず, 回転軸と回転量から次のように単位クォータニオンを求める.

$$\begin{aligned} \mathbf{q} &= \cos \frac{\theta}{2} + \sin \frac{\theta}{2} \times \mathbf{e} \\ &= \cos \frac{\theta}{2} + \mathbf{e}_x \sin \frac{\theta}{2} + \mathbf{e}_y \sin \frac{\theta}{2} + \mathbf{e}_z \sin \frac{\theta}{2} \end{aligned} \quad (2.7)$$

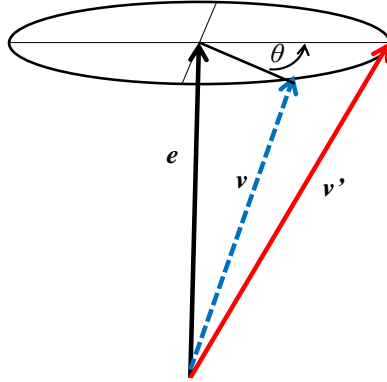


図2.5 クォータニオンによるベクトルの回転

q の共役となるクォータニオン q^* を次のように定める.

$$\begin{aligned} q^* &= \cos \frac{\theta}{2} - \sin \frac{\theta}{2} \times [-e] \\ &= \cos \frac{\theta}{2} - e_x \sin \frac{\theta}{2} + e_y \sin \frac{\theta}{2} + e_z \sin \frac{\theta}{2} \end{aligned} \quad (2.8)$$

q と q^* を用いて次式のように固定座標系におけるベクトル v の回転が表現できる.

$$v' = q^* v q \quad (2.9)$$

また, 右手座標系において, 式 (2.10) のようにクォータニオン q を回転行列 \mathbf{R} に変換することができる.

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} 2q_0^2 - 1 + 2q_1^2 & 2q_1q_2 - 2q_0q_3 & 2q_1q_3 + 2q_0q_2 \\ 2q_1q_2 + 2q_0q_3 & 2q_0^2 - 1 + 2q_2^2 & 2q_3q_2 - 2q_0q_1 \\ 2q_1q_3 - 2q_0q_2 & 2q_3q_2 + 2q_0q_1 & 2q_0^2 - 1 + 2q_3^2 \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

以上のように, 単位クォータニオンを用いることでベクトルの 3 次元的な回転を表現することが可能である.

(2) 角速度からクォータニオンへの変換

右手座標系において，座標系が角速度 $\boldsymbol{\omega} = (\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ で回転する場合，クォータニオン \boldsymbol{q} の時間変化 $\dot{\boldsymbol{q}}$ は，3 軸の角速度 $\boldsymbol{\omega} = (\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ を用いて次のように表現することができる．
 なお，本研究で使用したシステムでは，慣性センサの座標系が運動とともに回転することから，座標系が回転する場合の変換式を使用した．

$$\dot{\boldsymbol{q}} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 0 & -\omega_x & -\omega_y & -\omega_z \\ \omega_x & 0 & \omega_z & -\omega_y \\ \omega_y & -\omega_z & 0 & \omega_x \\ \omega_z & \omega_y & -\omega_x & 0 \end{bmatrix} \boldsymbol{q} \quad (2.11)$$

式 (2.11) の時間積分から，座標系が回転する場合の時刻 $k+1$ のクォータニオンは時刻 k のクォータニオンと角速度によって表現できる．

$$\boldsymbol{q}_{k+1} = \boldsymbol{q}_k + \frac{1}{2} \boldsymbol{\omega} \Delta t \boldsymbol{q}_k = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 2 & -\Delta t \omega_{xk} & -\Delta t \omega_{yk} & -\Delta t \omega_{zk} \\ \Delta t \omega_{xk} & 2 & \Delta t \omega_{zk} & -\Delta t \omega_{yk} \\ \Delta t \omega_{yk} & -\Delta t \omega_{zk} & 2 & \Delta t \omega_{xk} \\ \Delta t \omega_{zk} & \Delta t \omega_{yk} & -\Delta t \omega_{xk} & 2 \end{bmatrix} \boldsymbol{q}_k \quad (2.12)$$

(3) 加速度からクォータニオンへの変換

時刻毎に計測した重力加速度ベクトル \mathbf{g} からクォータニオンを算出することが可能である．図 2.6 のように，重力ベクトル \mathbf{g} とセンサの初期姿勢時の重力ベクトル \mathbf{g}_0 (0, 0, -1) の内積から回転角度 θ が得られる．また，回転軸となるベクトル \mathbf{A} は \mathbf{g} と \mathbf{g}_0 に直交するベクトルとすれば，外積により得られる．

$$\theta = \cos^{-1}(\mathbf{g} \cdot \mathbf{g}_0) \quad (2.13)$$

$$\mathbf{A} = \mathbf{g} \times \mathbf{g}_0 \quad (2.14)$$

クォータニオンは回転量と回転軸によって定められるため，式(2.13)，式(2.14)により次式のように算出することができる．

$$\mathbf{q} = \cos \frac{\theta}{2} + \sin \frac{\theta}{2} \times \left[\frac{\mathbf{A}}{\|\mathbf{A}\|} \right] \quad (2.15)$$

このように算出した加速度クォータニオンは鉛直方向を基準とした回転を表すことができる．しかし，この方式では，重力ベクトルを回転軸とした 3 次元回転に対しては，センサの初期姿勢時の重力ベクトルと回転後の重力ベクトルが変化しないため，クォータニオンを算出できない．重力ベクトルからは回転したという情報を把握できないためである．したがって，静止立位時における股関節や膝関節の回旋運動に関しては対応できない可能性がある．また，上肢のセグメントは下肢のセグメントに比べて自由度が高い場合が多いため，本研究で使用している慣性センサを用いた 3 次元運動計算法を上肢に適用する場合には，関節の回転軸が重力ベクトルとなっていないか注意が必要であると考えられる．ただし，本研究で計測対象としている動作は，下肢セグメントの歩行中の関節動作であり，ほとんどの場合重力方向を回転軸としていないため問題なく計測可能であると考えられる．

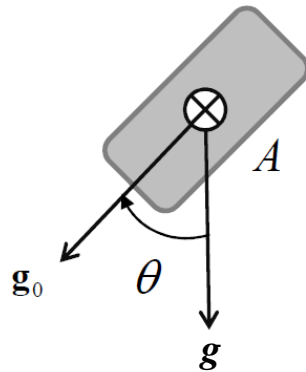


図 2.6 重力ベクトルと回転軸，回転角度の関係

2.3.3 カルマンフィルタの概要と設計

(1) カルマンフィルタの概要

カルマンフィルタは状態空間モデルであるシステムにおいて，与えられた観測値からの実際の状態を平均 2 乗誤差が最小になるように推定する方法である．状態空間モデルは以下の状態方程式(2.16)と観測方程式(2.17)から成る．

$$\mathbf{x}_k = \mathbf{A}\mathbf{x}_{k-1} + \mathbf{w}_{k-1} \quad (2.16)$$

$$\mathbf{z}_k = \mathbf{H}\mathbf{x}_k + \mathbf{v}_k \quad (2.17)$$

\mathbf{x} は状態， \mathbf{z} は観測値， \mathbf{A} は時間遷移のモデル， \mathbf{H} は観測値－状態間のモデル， \mathbf{w} はプロセス雑音， \mathbf{v} は観測雑音をそれぞれ表す．カルマンフィルタとは，状態 \mathbf{x} と状態推定誤差の共分散行列 \mathbf{P} を前の時刻の値から予測し，今の時刻の観測値 \mathbf{z} を用いてその予測値を修正する手法である．予測値を修正するときの重み係数がカルマンゲインと呼ばれるものであり，カルマンゲインは毎時刻に推定誤差の共分散行列などから計算される．以下に計算過程を示す．

まず，最初の状態の予測値 $\hat{\mathbf{x}}_0$ と誤差共分散行列 \mathbf{P}_0 を与える．そして以下のような修正と予測を繰り返す．

予測

(1) 次の時刻の状態を予測

$$\hat{\mathbf{x}}_{\bar{k}} = \mathbf{A}\hat{\mathbf{x}}_{k-1} \quad (2.18)$$

(2) 次の時刻の推定誤差の共分散行列を予測

$$\mathbf{P}_{\bar{k}} = \mathbf{A}\mathbf{P}_{k-1}\mathbf{A}^T + \mathbf{Q} \quad (2.19)$$

修正

(1) カルマンゲインの計算

$$\mathbf{K}_k = \mathbf{P}_{\bar{k}}\mathbf{H}_k^T(\mathbf{H}_k\mathbf{P}_{\bar{k}}\mathbf{H}_k^T + \mathbf{R}_k)^{-1} \quad (2.20)$$

(2) 現在の観測値をもとに状態の予測値を修正

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \hat{\mathbf{x}}_{k-1} + \mathbf{K}_k(\mathbf{y}_k - \mathbf{H}_k\hat{\mathbf{x}}_{k-1}) \quad (2.21)$$

(3) 推定誤差の共分散行列の修正

$$\mathbf{P}_k = (\mathbf{I} - \mathbf{K}_k\mathbf{H}_k)\mathbf{P}_{k-1} \quad (2.22)$$

ここで $\hat{\mathbf{x}}$ は \mathbf{x} の推定値， $\hat{\mathbf{x}}_{k-1}$ は1時刻前に予測した $\hat{\mathbf{x}}$ ， \mathbf{Q} はプロセス雑音 \mathbf{w} の共分散行列， \mathbf{R} は観測雑音 \mathbf{v} の共分散行列を表す．式(2.19)，式(2.20)，式(2.22)より，カルマンゲインはプロセス雑音および観測雑音の共分散行列に依存してその大小が決まる．プロセス雑音の共分散行列が大きいほどカルマンゲインは大きな値となり，より予測値を修正するように働く．観測雑音の共分散行列が大きいほどカルマンゲインは小さな値となり，あまり予測値を修正しないように働く．よってカルマンフィルタは，プロセス雑音の共分散行列と観測雑音の共分散行列の設定によって，その修正の度合いが調整される．

(2) カルマンフィルタの設計

実際にカルマンフィルタを用いて補正を行うためには，状態方程式と観測方程式，補正強度を決定するための共分散行列 \mathbf{Q} ， \mathbf{R} を定める必要がある．

まず，補正される対象となる状態値 \mathbf{x} は，角速度から求めたクォータニオンとした．つまり状態方程式は，次の通りである．また，初期の状態値は加速度から求めたクォータニオンとした．また，状態値と観測値は共にクォータニオンであるから，観測方程式は次式の通りとなる．

$$\mathbf{x}_k = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 2 & -\Delta t\omega_{xk} & -\Delta t\omega_{yk} & -\Delta t\omega_{zk} \\ \Delta t\omega_{xk} & 2 & \Delta t\omega_{zk} & -\Delta t\omega_{yk} \\ \Delta t\omega_{yk} & -\Delta t\omega_{zk} & 2 & \Delta t\omega_{xk} \\ \Delta t\omega_{zk} & \Delta t\omega_{yk} & -\Delta t\omega_{xk} & 2 \end{bmatrix} \mathbf{x}_{k-1} + \mathbf{w} \quad (2.23)$$

次に，観測値 \mathbf{z} は加速度から算出したクォータニオンとした．観測値の算出は，前節の式(2.15)より次式の通りである．

$$\mathbf{q} = \cos \frac{\theta}{2} + \sin \frac{\theta}{2} \times \frac{\mathbf{A}}{\|\mathbf{A}\|} \quad (2.24)$$

また，状態値と観測値は共にクォータニオンであるから，観測方程式は次式の通りとなる．

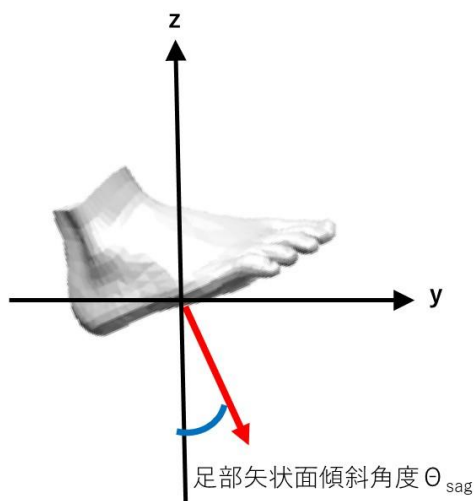
$$\mathbf{y}_k = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \mathbf{x}_k + \mathbf{v} \quad (2.25)$$

プロセス雑音および観測雑音の共分散行列 \mathbf{Q} および \mathbf{R} は、固定のパラメータとし、2つの比率を変更することで補正強度を調整する。以上のようにフィルタ設計を行うことで、角速度から求めたクォータニオンの補正を行うことができる。

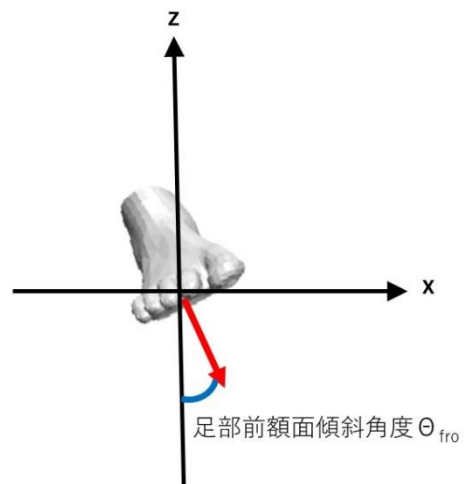
2.3.4 傾斜角度の算出法およびベクトル軌跡の描画方法

2.3.3 項で述べたカルマンフィルタを用いて補正したクォータニオンを、式 (2.10) を用いて回転行列へ変換し、この回転行列を用いて、センサを装着した身体の一部のベクトル（セグメントベクトル）を回転させ、身体の姿勢を表すベクトルに変換する。回転後のベクトルを zx 面や yz 面へ射影することで、3次元ベクトルを各平面に射影したのち、 z 軸との成す角を傾斜角度として算出する。本研究では、 zx 面へ射影したベクトルから算出した傾斜角度を前額面傾斜角度、 yz 面へ射影したベクトルから算出した角度を矢状面傾斜角度と定義する。図 2.7 に、足部の場合の傾斜角度の算出法を示す。

一方、各時刻の 3 次元ベクトルの先端を 3 次元空間にプロットすることで、セグメントに定義したベクトルの先端軌跡を描くことが可能である。例えば大腿部長軸方向に定義したベクトルの軌跡を描いた場合、股関節の屈曲伸展運動を行った場合は図 2.8(a) の模式図に示すような直線状の軌跡を、弧を描くような運動を行った場合は図 2.8(b) のような楕円形の軌跡を得ることができる。しかし、3次元空間へのプロットでは視覚的に異常を確認しづらいため、本研究では xy 面にベクトル軌跡を射影して取得した水平面軌跡を主に使用する。



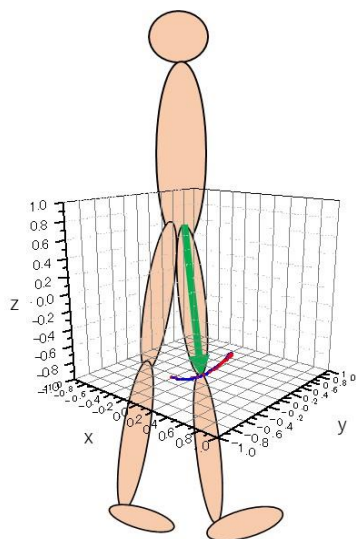
(a) 足部ベクトルと足部矢状面傾斜角度の関係



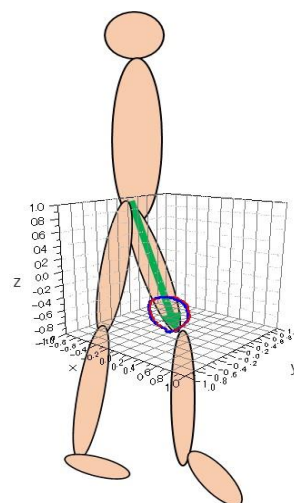
(b) 足部ベクトルと足部前額面傾斜角度の関係

図 2.7 2次元平面に射影したベクトルと各面での傾斜角度の関係
足部の図は以下のサイトから引用し，加工した。

ポーズマニアックス： <http://www.posemaniacs.com/blog/archives/993>



(a) 屈曲伸展運動時の大腿部ベクトルとベクトル軌跡の関係
(模式図)



(b) ぶん回し運動時の大腿部ベクトルとベクトル軌跡の関係
(模式図)

図 2.8 大腿部動作と大腿部ベクトル及びベクトル軌跡の関係

2.4 慣性センサを用いた 3 次元運動計算法の精度評価

2.4.1 先行研究での精度評価試験における問題点

片麻痺者の歩行中の運動を計測し、検出や異常運動の検出を行うためには、使用する運動計測アルゴリズムの計測精度が保証されている必要がある。しかし、ベクトル軌跡に関して、我々の研究グループの先行研究では 2 次元的な運動と 3 次元的な運動を剛体で行い、それぞれの運動時における精度評価を試みたが、2 次元的な運動時に運動面に直交する成分のみで精度が悪化するという結果が得られており、その原因は不明であった[66]。この原因について、文献調査を行った結果、3 次元動作解析装置と慣性センサのような二つの異なる運動計測システムでの計測結果を比較する際、運動計測システム間に座標系の差異があった場合、計測値に影響が発生し、正確な精度評価ができなくなることが確認された[49-65]。そこで、本節では 3 次元動作解析装置とセンサ計測座標系の差異を補正し、慣性センサを用いた 3 次元運動計測法の運動計測精度を再評価した。

2.4.2 本研究で使用した精度評価試験のための座標系の差異の補正法

本研究の実験では、金属製の剛体を用いて精度評価試験を行った。一般的に、運動計測システムの精度評価を行う場合、カメラを用いた 3 次元動作解析装置などをリファレンスとし、剛体の運動を計測する方法や人体の運動を計測する方法がある。しかし、人体に 3 次元動作解析装置のマーカーを貼付した場合、筋や皮膚の動きによる影響を受けることが先行研究[67,68]から示されており、正確なリファレンスを計測することが困難である可能性がある。そこで本研究では、金属製の動作部と支柱、およびボールジョイントやベアリングによる接続部からなる剛体を使用し、精度評価試験を実施した。このとき、3 次元動作解析装置と慣性センサの 2 つの異なる運動計測システムでの計測結果を比較する際、運動計測システム間の座標系の差異があった場合、正確な精度評価ができなくなるため、精度評価のための座標系の差異の補正を行う必要がある。以下にその方法を述べる。

座標系の差異の補正方法は、我々の研究グループを含め、いくつかのグループで研究されている[47-62]。このうち、先行研究[47]での方法は、特別な校正姿勢や校正動作を行わず、3 次元動作解析装置と慣性センサでそれぞれ計測した結果を元に、統計的に最もリファレンスと検出対象の差が小さくなるよう調整している。しかし、検出対象がもともと持っている計測手法での誤差まで補正してしまい、誤差の過小検出につながる危険性があることから、正確な精度評価のためには適切ではない可能性がある。これに対し、座標系の校正用姿勢を別に計測し、精度評価対象とする運動計測結果を補正する方法が提案されている[53-62]。我々の研究グループの先行研究[62]でも校正用姿勢を使用する方法を採用しており、本研究では、その方法をもとにして座標系の差異の補正を行い、精度評価を実施した。以下に、その方法を述べる。

本研究で使用した方法では、精度評価のために 3 次元動作解析装置と慣性センサに共通の座標系を構築し、計測結果を、精度評価のための座標系へ変換する。共通の座標系の構築方法の例として、3 次元動作解析装置の座標系から精度評価のための座標系を構築する方法を解説する。ここでの共通の座標系は、解剖学的座標系に相当する剛体座標系とする。本研究の実験で使用した 3 次元動作解析装置の座標系の 1 つは鉛直方向にあり、また、剛体座標系の 1 つの軸も鉛直方向とするため、鉛直方向軸の差異はほとんど無いと考えられる。一方、3 次元動作解析装置のカメラと剛体の設置において、進行方向軸（y 軸）と左右方向軸（x 軸）の差異は生じやすいと考えられる。そこで、2 つの座標系が水平面内で回転による差異を生じた場合を想定した。3 次元動作解析装置と剛体座標系との関係を図 2.9 に示す。図 2.9 は、剛体と 3 次元動作解析装置の座標系を鉛直軸の正側から見た状態を表している。

剛体の運動を計測するために、まず、剛体の長軸方向に単位ベクトルを定義する。次に、剛体を傾斜させる。この時の傾斜した剛体の単位ベクトルと鉛直方向軸からなる面を剛体座標系の矢状面（yz 面）と設定する。鉛直方向軸は変更しないため、右手直交座標系の 2 軸が決定すれば、残りの 1 軸も自動的に決定され、剛体座標系は確定する。次に、剛体座標系と 3 次元動作解析装置の座標系の水平面内での差異を計算する。剛体を傾斜させることで、

図 2.9 のように動作解析装置と剛体座標系の間の差異角度 θ [deg]を以下の式から算出できる。

$$\theta = \cos^{-1} \frac{y_{mc}}{x_{mc}} \quad (2.29)$$

ここで、 x_{mc} 、 y_{mc} は剛体を傾斜させた場合の 3 次元動作解析装置の座標系における剛体ベクトルの座標値である。

このように剛体座標系を設定し、式 (2.29) から 3 次元動作解析装置の座標系と剛体座標系との差異角度 θ を算出したのち、座標系を θ [deg]回転させる回転行列を 3 次元動作解析装置の動作計測結果に対して適用し、計測結果を剛体座標系へ変換する。このような座標変換を経て、剛体座標系における 3 次元動作解析装置による計測結果を得ることができる。慣性センサのセンサ座標系と剛体座標系の差異も同様に算出することで、2 つの動作計測システムからの計測結果を同じ剛体座標系内で比較できるようになる。

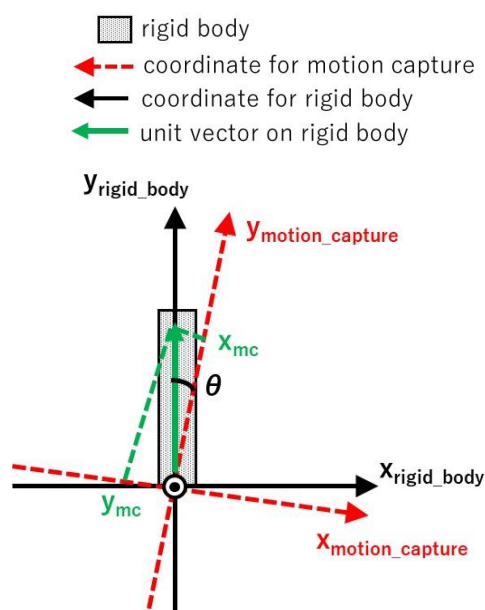


図 2.9 3 次元動作解析装置の座標系と剛体座標系を真上からみた図

x_{mc} 、 y_{mc} は 3 次元動作解析装置の座標系における剛体傾斜時の剛体ベクトルの座標値である。

2.4.4 精度評価試験の方法

本研究の精度評価試験では、剛体動作部の上部と下部にそれぞれマーカを設置し、下部のマーカと上部のマーカの位置座標から剛体動作部長軸方向の3次元ベクトルを得た。また、慣性センサも剛体動作部に設置し、2.3節に述べた方法から3次元ベクトルを算出した。剛体は実験前に一定方向に傾けて静止させた。この時傾斜させた方向と鉛直方向からなる面が剛体座標系におけるyz面となるよう剛体座標系を設定した。剛体を傾斜させた際に計測された1サンプルのデータから、3次元動作解析装置及び慣性センサを用いてそれぞれ剛体長軸方向に設置した3次元単位ベクトルを計測し、2.4.3項にて述べた方法を用いて剛体座標系との差異を算出した。実験条件は、過去に先行研究[63]で行われていた3次元的な運動を動作周期を変えて実施する条件と、2次元的な運動を目標動作角度を変えて実施する条件とした。

(1) 3次元運動の計測条件

3次元運動の計測試験では、金属製の動作部と支柱を3次元運動が可能なようにボールジョイントで接続した。重力方向を0 degとし、剛体をxz面で45 degの位置まで動かしたのち、四分の一円を描くように矢状面(xy面)傾斜45 deg位置まで3次元的に運動させ、その後矢状面(yz面)運動のみで元の位置へ戻す動作を行った。動作の概要を図2.10に示す。この時、動作部に回旋運動が生じないよう運動を行った。この運動を周期2秒、4秒、8秒で繰り返し、精度の速度依存性を検証した。各条件5試行を計測し、計測時間を30秒、はじめと終わりの5秒間を静止区間として、動作区間20秒を解析対象とした。

(2) 2次元運動の計測条件

2次元運動の計測試験では、1つの平面内で剛体が振り子状に運動するように剛体動作部と支柱をベアリングで接続し、重力方向を0 degとして目標動作範囲をyz面内で ± 15 deg, ± 30 deg, ± 45 deg, ± 60 deg, ± 75 degとして周期2秒の往復運動を行った。動作の概要を図2.11に示す。各条件5試行を計測し、計測時間を30秒、はじめと終わりの5秒間を静止区間として、動作区間20秒を解析対象とした。

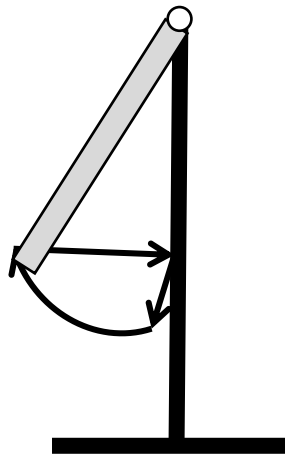


図 2.10 3次元運動の計測精度評価試験の実験系

動作部と支柱部はボールジョイントで接続されており，3次元的に動かすことができる．

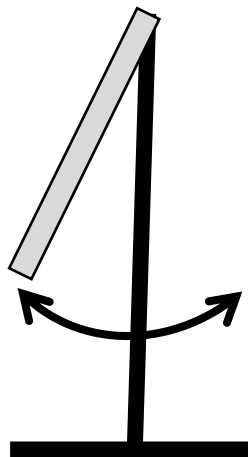


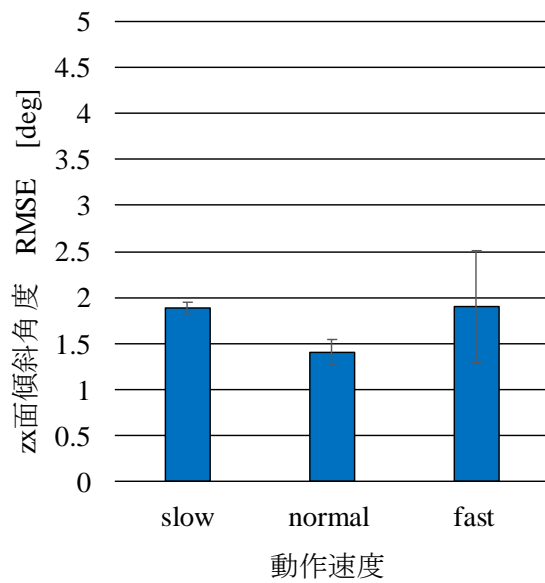
図 2.11 2次元運動の計測精度評価試験の実験系

動作部と支柱部はベアリングで接続されており，2次元的な振り子運動を行う．

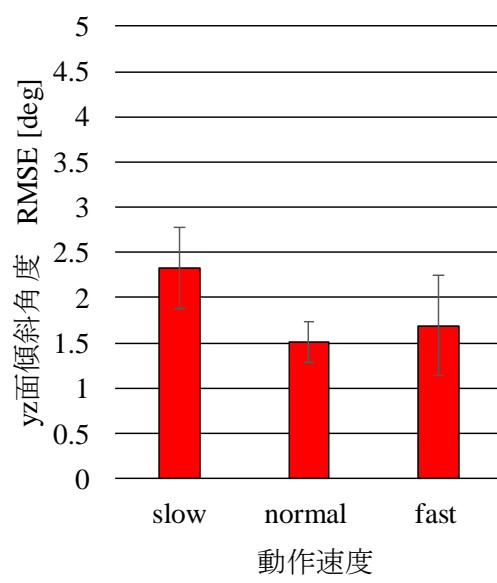
2.4.5 精度評価試験の結果及び考察

3 次元運動、2 次元運動それぞれの条件で、3 次元動作解析装置で計測した剛体動作部のセグメントベクトルと、慣性センサ信号から算出したベクトルについて、ベクトル各成分の値、および剛体座標系の前額面 (zx 面)、矢状面 (yz 面) に射影して算出した傾斜角度の動作区間における RMSE 及び相関係数を求め、精度評価を行った。図 2.12、図 2.13 に 3 次元運動の計測試験での角度とベクトル成分の計測精度評価結果を示す。次に、図 2.14、図 2.15 に 2 次元運動の計測試験での角度とベクトル成分の計測精度評価結果をそれぞれ示す。

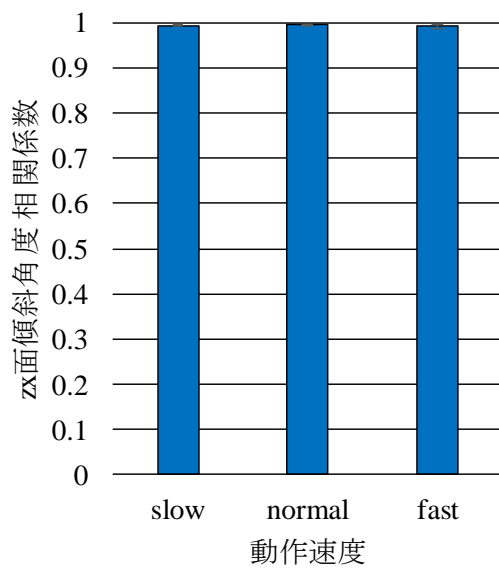
図 2.12 から図 2.15 に示した結果から、各条件でベクトル成分では誤差 3 % 以下、傾斜角度では誤差 3 deg 以下の計測精度で計測可能であった。また、すべての条件で相関係数が 0.95 以上となった。これらの結果から、先行研究で提案された慣性センサを用いた 3 次元運動計測法では、2 次元運動と 3 次元運動両方を安定して計測できることが確認された。よって、歩行速度や歩行動作傾向の異なる健常者と片麻痺者の歩行を安定した精度で計測可能であり、健常者と片麻痺者の計測結果は精度上問題なく比較できることが確認された。



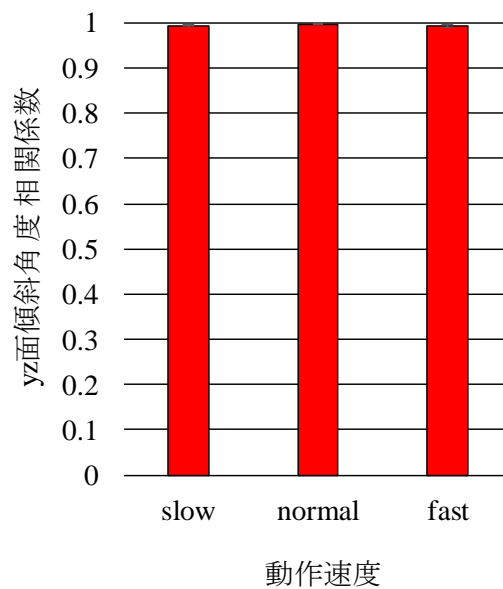
(a) zx 面傾斜角度 RMSE



(b) yz 面傾斜角度 RMSE

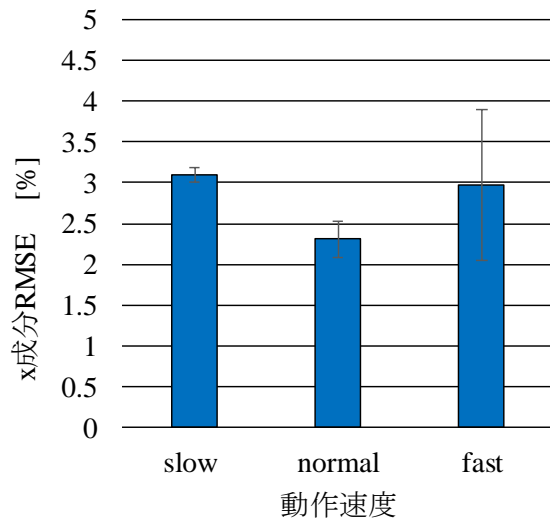


(c) zx 面傾斜角度 相関係数

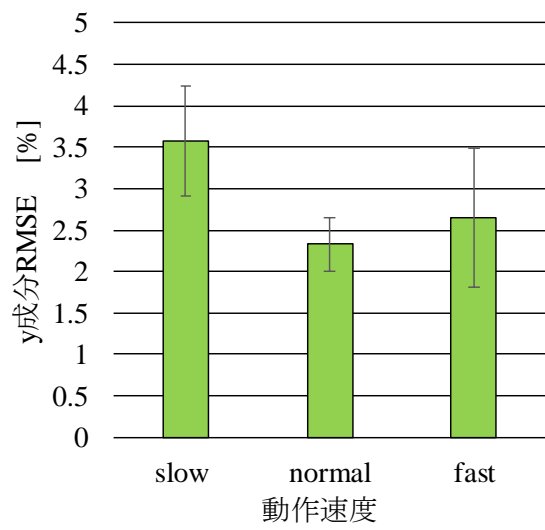


(d) yz 面傾斜角度 相関係数

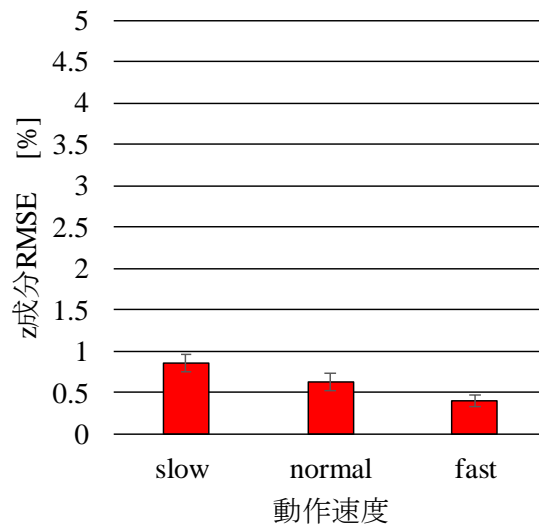
図 2.12 3次元運動時の各平面における角度計測精度



(a) x 成分 RMSE

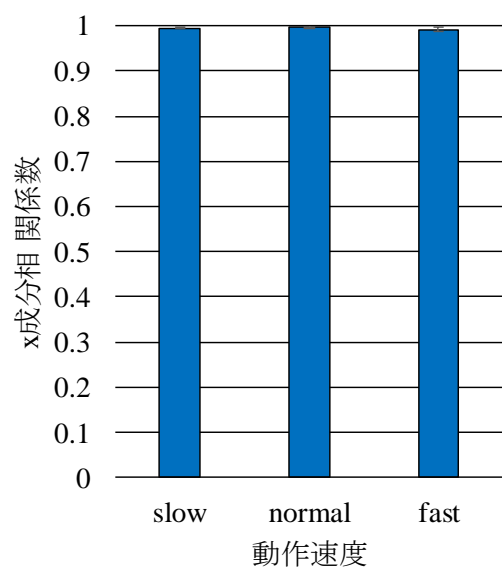


(b) y 成分 RMSE

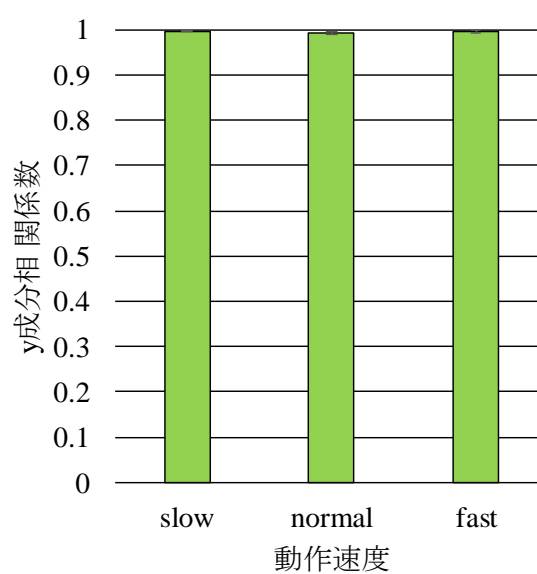


(c) z 成分 RMSE

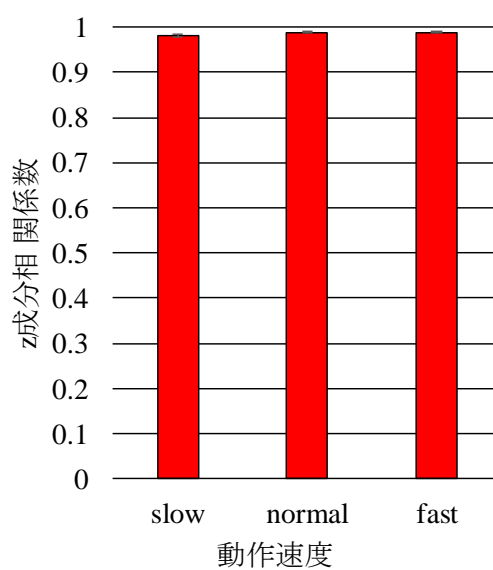
図 2.13 3次元運動時の3次元ベクトル各成分の計測精度



(d) x 成分 相関係数

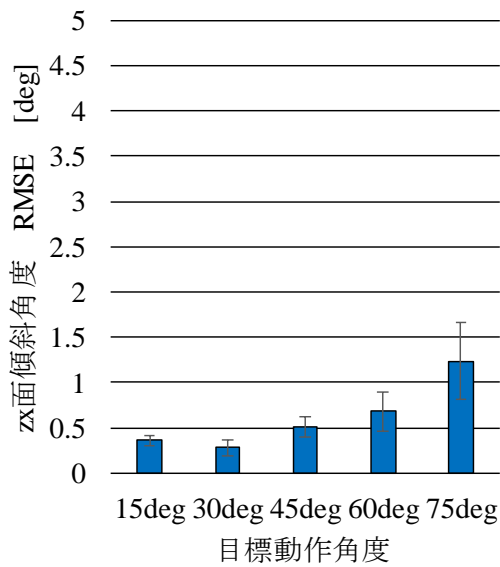


(e) y 成分 相関係数

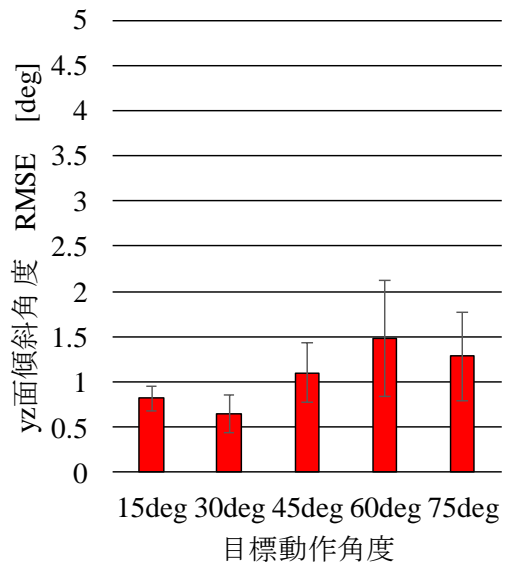


(f) z 成分 相関係数

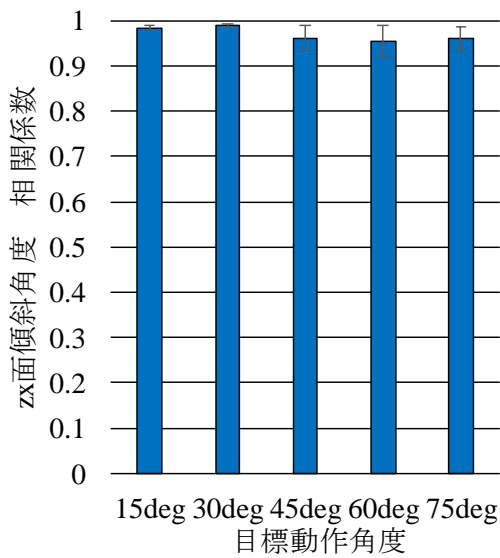
図 2.13 続き



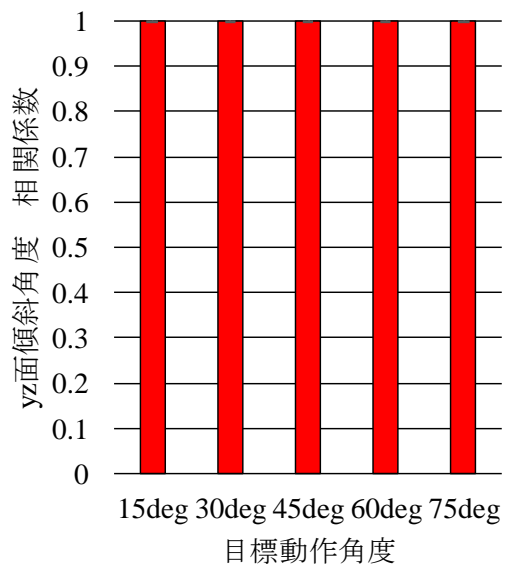
(a) zx 面傾斜角度 RMSE



(b) yz 面傾斜角度 RMSE

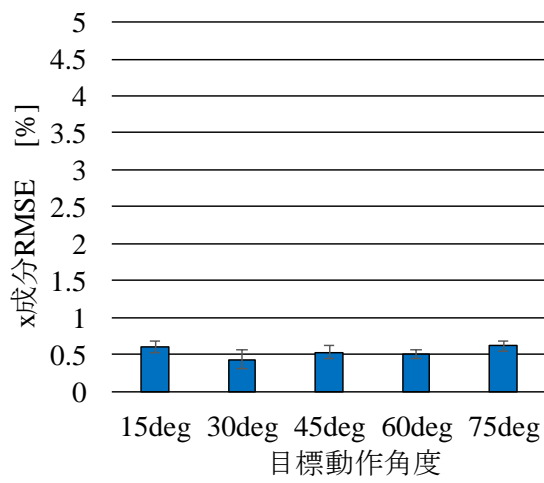


(c) zx 面傾斜角度 相関係数

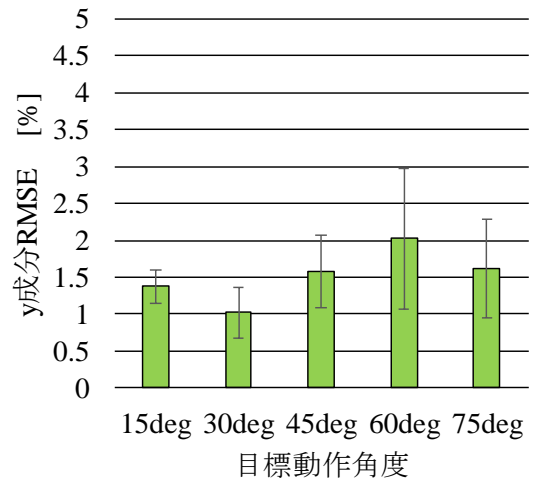


(d) yz 面傾斜角度 相関係数

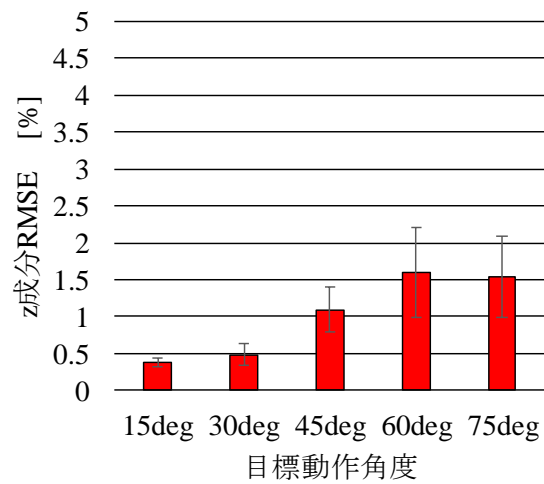
図 2.14 2 次元的な運動時の各平面における傾斜角度の精度



(a) x 成分 RMSE

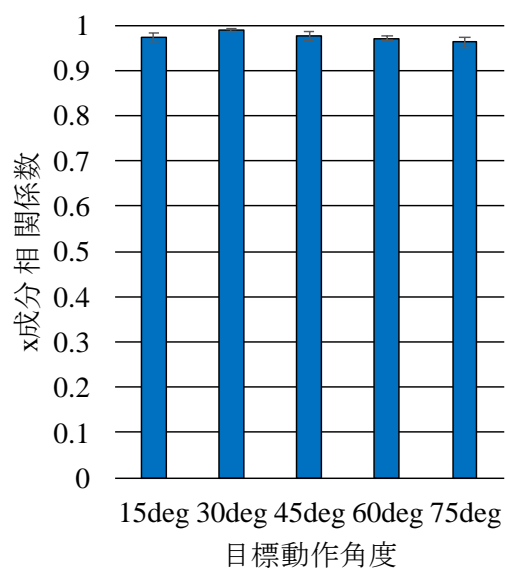


(b) y 成分 RMSE

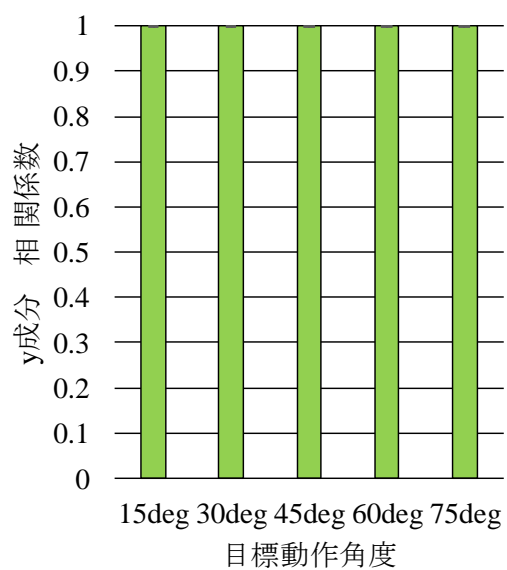


(c) z 成分 RMSE

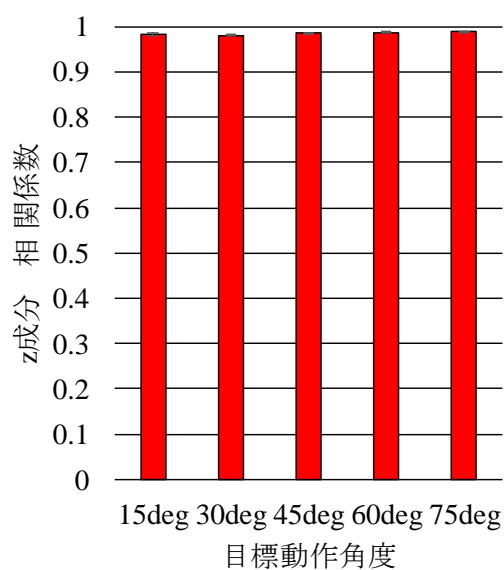
図 2.15 2 次元的な運動時の 3 次元ベクトル各成分の精度



(d) x 成分 相関係数



(e) y 成分 相関係数



(f) z 成分 相関係数

図 2.15 続き

2.5 まとめ

本章では、先行研究では精度評価試験における座標系の校正が不十分であった可能性が示唆されたことから、我々のグループで提案された座標系の校正法をもとにして座標系の差異の校正を行い、精度評価試験を再度実施した。精度評価試験では、剛体に3次元動作解析装置のマーカと慣性センサを設置し、2次元的な振り子運動と3次元的な運動を動作範囲や動作速度を変更して計測した。2次元運動時と3次元運動時の計測結果から、3次元動作解析装置と慣性センサのベクトル各成分と各面における傾斜角度のRMSEと相関係数を算出し、各条件における精度を比較した。その結果、2次元運動や3次元運動いずれの場合でも、ベクトル成分ではRMSE3%以下、傾斜角度ではRMSE3 deg以下、相関係数が0.95以上となり、2次元運動や3次元運動両方において動作速度にかかわらず、安定した精度で運動を計測できることが示された。したがって、片麻痺者の歩行運動を計測する際、健常者と比較して歩行速度が遅く、運動が3次元運動であった場合でも、健常者と同等の精度で運動を計測できることが示された。

第3章 足部 3 次元異常運動の検出指標の検討

3.1 はじめに

これまで慣性センサを用いた歩行解析に関する研究では主に、矢状面運動の計測がほとんどであった。しかし、脳卒中片麻痺者の歩行異常の特徴として、矢状面内運動の異常だけではなく、内反尖足のような前額面と矢状面両方における異常運動が発生し、歩行に影響することが問題視されている[46]。したがって、脳卒中片麻痺者における歩行中の足部運動の状態を把握するためには、前額面と矢状面の両方の運動を計測したうえで異常を検出する必要がある。そこで本章では、前額面と矢状面それぞれについて、異常運動を検出するための指標を検討した。また、臨床現場での使用を想定し、被験者の安全性と医療スタッフの負担軽減のためセンサ座標系と解剖学的座標系の校正を省略できるかどうか検討した。本章で提案した異常検出指標について 3.2 節で述べる。また、これらの指標を足部運動の計測値から抽出する場合、歩行事象判別が必要となる。本研究で用いた歩行事象判別法について 3.3 節で述べる。次に、3.4 節では提案した指標を用いて、片麻痺者と健常者の歩行中の矢状面、前額面の運動を比較し、足部の 3 次元異常運動の検出における提案した指標の利用可能性を検討した。

3.2 足部の前額面と矢状面における異常運動の検出指標

本研究では、足部の運動を、前額面での運動、矢状面での運動、水平面での運動の3種に分割して定義した(図 3.1)。さらに、静止立位時の足部の状態を基準とし、前額面での運動を、内反方向と外反方向への運動、矢状面での運動を、底屈方向と背屈方向への運動、水平面での運動を内転方向への運動と外転方向への運動と本研究では定義した。

これら3種の運動のうち、特に前額面での運動が不適切だった場合、立脚初期において図 3.2 (a)のように足部側面から接地、荷重をすることになり、怪我や転倒の危険性がある。また、矢状面での運動が不適切だった場合、図 3.2 (b)のように爪先から接地する形となり、躓きや転倒の危険性があると考えられる。このように、立脚初期における前額面や矢状面における足部の運動は、歩行の安定性において重要であると考え、本章では、初期接地時 (Initial Contact; IC) の足部の矢状面傾斜角度と、荷重開始に近いタイミングとして矢状面内での運動が停止した時点(Foot Flat in the sagittal plane; FF_s)での前額面傾斜角度を、歩行における足部の3次元異常運動の検出指標とした。

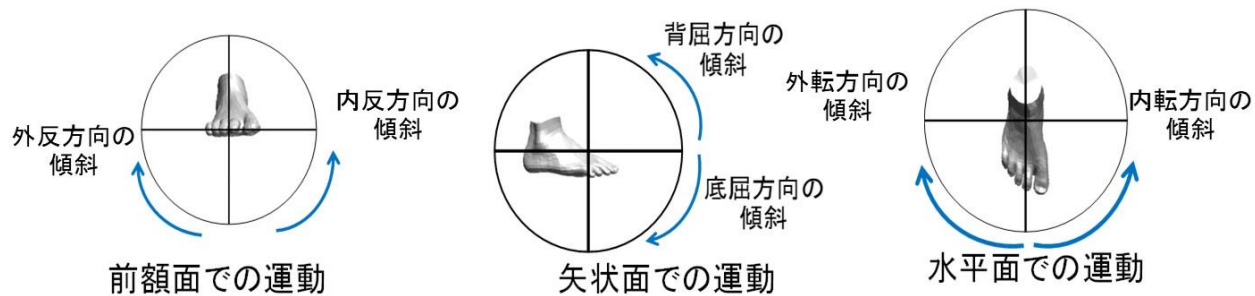


図 3.1 本研究における足部 3 次元運動の定義



(a) 前額面での運動が不適切な場合

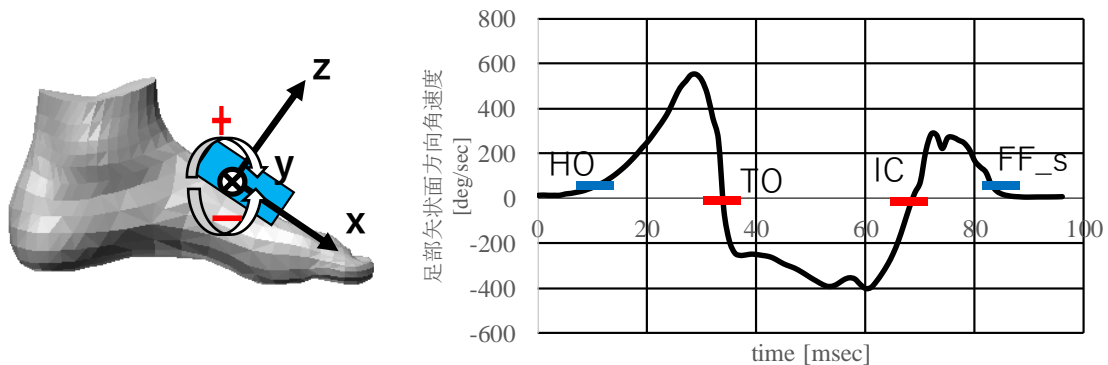


(b) 矢状面での運動が不適切な場合

図 3.2 立脚初期における不適切な足部 3 次元運動の例

3.3 歩行事象判別法

本研究では、先行研究[47]で検討された歩行事象判別法を参考にし、足部に装着した慣性センサで計測した角速度信号を用いて、IC タイミング、FF_s タイミングを判別した。足部に装着したセンサ座標系と、各歩行事象と 1 歩行周期分の足部センサ座標系 y 軸周りの角速度信号の関係性を図 3.3 に示す。本研究では、足部センサ座標系における y 軸周りの角速度が正の方向へ変化する地点を踵離地 (Heel Off; HO) として検出する。HO 後に最初に現れる角速度が正から負へと変化する点 (ゼロクロス) を爪先離地 (Toe Off; TO), TO 後のゼロクロスを初期接地 (Initial Contact; IC) とした。IC 後、足部センサ座標系における y 軸周りの角速度が下がったところを矢状面内での運動が停止した地点 (Foot Flat in the sagittal plane; FF_s) とした。先行研究[45]では、TO 後のゼロクロスによる IC の精度について、20 代健常者 9 名の歩行計測を行い、靴底に設置した圧力センサを歩行事象のリファレンスとして精度評価を行い、IC が 16 ± 33 ms の精度で検出可能であることが示されており、IC の検出は問題なく行えると考えられる。また、下垂足矯正 FES を適用した片麻痺者 1 名の歩行を計測した先行研究[69]では、FF_s における矢状面傾斜角度及び前額面傾斜角度をそれぞれ算出し、上記の FF_s タイミングにおいて矢状面傾斜角度がほとんど 0 deg となっていたことから、矢状面内での運動が停止した時点という、FF_s の定義に即したタイミングで歩行事象を判別できることが示されている。これらの歩行事象のうち、角速度ゼロクロスを用いる TO, IC 以外の 2 点に関しては、閾値を設定して検出したが、本研究では使用していない。



(a) 足部センサ座標系
底屈方向の動作で y 軸周りに正の角速度
信号を取得する

(b) 足部センサ座標系 y 軸周り角速度と
歩行事象の関係

図 3.3 足部センサ座標系の定義および矢状面方向角速度と歩行事象の関係
赤線部分はゼロクロス地点、青線部分は被験者ごとに設定した閾値を示す。

3.4 立脚初期における足部の異常運動の検出指標の利用可能性の検討

健常者 30 名と片麻痺者 20 名の歩行計測を行い、3.2 節で提案した異常運動の検出指標の利用可能性を検討した。また、座標系の校正の省略可能性を検討するため、センサ座標系と解剖学的座標系の校正を行わずに各検出指標を算出し、片麻痺者における異常を検出可能かどうか検討した。計測方法を 3.4.1 項に、計測結果を 3.4.2 項に、計測結果を元にした考察を 3.4.3 項に示す。

3.4.1 計測方法

片麻痺者と健常者を対象とした歩行計測では、それぞれの被験者の両足部、両下腿部、両大腿部、腰の 7 か所に 2.2.2 項で述べた慣性センサを伸縮性のベルトを用いて装着した。なお、足部センサは被験者の靴の上からベルトで固定し、靴を履いたうえでの歩行運動を計測した。装着したセンサの座標系と矢状面や前額面からなる解剖学的座標系の間に差異が生じていた場合、計測結果に影響が生じる可能性があるため、センサを装着する際、センサ座標軸と解剖学的座標系の差異が発生しないように注意した。各センサからの信号は Bluetooth で PC と無線接続して記録した。慣性センサの装着状況を図 3.4 に示す。

健常者、片麻痺者それぞれの計測で、歩行計測前に静止立位状態を計測し、この時の足部前額面傾斜角度、矢状面傾斜角度を計測の基準とした。また、計測した試行の歩き始めと歩き終わりの 2 ストライドを排除することで定常歩行の解析を試みた。歩行事象判別のための閾値は個人差、左右差を考慮し、健常者と片麻痺者ともに片足ずつ、個人ずつ独立に設定し、1 被験者あたり 10 ストライド以上を検出できるように設定した。なお、片麻痺者の歩行解析において、歩行が不安定であり固定閾値では対応できず、検出可能であったストライドが 10 ストライド以下であった場合や、足部角速度信号の波形の傾向が他の被験者と大きく異なっており、上記の判別ルールでは歩行事象を判定できない場合については解析から除外した。



図 3.4 慣性センサの装着状況

赤丸で示した位置にセンサを装着している。腰部は体の背面に装着している。

(1)片麻痺者を対象とした歩行計測

自立歩行可能な片麻痺者 20 名を被験者とした。うち 1 名は関節の痛みを訴え、ベルトによる慣性センサの装着が困難であったため、歩行計測は行わず、19 名を対象として歩行計測を実施した。基本的に歩行距離は 10 m と設定したが、被験者の状態を考慮し、疲労等によって歩行が困難である場合には被験者ごとに歩行距離を調節した。歩行計測を行った 19 名の被験者のほとんどは短下肢装具（Ankle Foot Orthosis; AFO）を麻痺側に装着し、非麻痺側に杖をついて歩行した。歩行時の AFO や杖、被験者が使用した靴は普段から屋外歩行時に被験者が使用しているものを使用した。普段から杖や AFO を使用していない被験者は普段の条件に合わせ、使用しない条件で歩行した。計測試行数は基本的に 6 試行としたが、被験者の状況によって適宜調整した。

(2)健常者を対象とした歩行計測

20 代健常者 30 名（男性 15 名、女性 15 名）を被験者としてゆっくりした歩行、通常歩行、速い歩行の 3 条件で歩行計測を各条件 6 試行行った。各条件の歩行スピードは被験者自身が決定した。各条件の最初の 2 試行は練習試行として解析から除外した。被験者は歩行計測用に用意したランニングシューズを着用し、水平面を歩行した。靴のサイズは被験者自身によって不快感のないよう決定された。健常者では片麻痺者と比べてストライド長が長いことが予想されたため、解析対象とする歩数を得るため、15 m を歩行路として設定した。なお、先行研究から歩行速度を変えた場合歩行動作が変化することが確認されたため、健常者の通常歩行と比較するという目的から、本研究では 3 種類の速度条件のうち通常歩行のみを解析し、片麻痺者の異常運動検出のための基準とした。

3.4.2 計測結果

片麻痺者では、一部の被験者で歩行が不安定であり、3.3 節で示した方法では歩行事象を判別できない場合が見られた。また、歩行事象を判別できた数が極端に少なく、1 被験者あたり 10 スライド以下となった場合に関しては考察から除外した。結果、本研究では健常者 30 名全員が解析可能であったが、歩行を計測した片麻痺者 19 名中 5 名が解析不可となり、14 名が解析対象となった。解析対象となった片麻痺者の基本情報を表 3.1 に示す。

図 3.5、図 3.6 それぞれに健常者と片麻痺者 14 名分の麻痺側と非麻痺側の IC 時矢状面傾斜角度と FF_s 時前額面傾斜角度を示す。図 3.5 (a)、図 3.6 (a) では矢状面傾斜角度のうち正の角度を背屈方向への傾斜、負の角度を底屈方向への傾斜を示す角度として表示している。また、図 3.5 (b)、図 3.6 (b)では前額面傾斜角度のうち正の角度を外反方向への傾斜、負の角度を内反方向への傾斜を示す角度として表示している。健常者平均では、健常被験者ごとの解析スライド数の違いによる平均値への影響を考慮し、各被験者で平均値を算出したうえで 30 名分の平均値を算出した。エラーバーで示す標準偏差も同様に算出している。一方片麻痺者のグラフでは、解析対象としたスライドの平均と標準偏差を被験者毎に示している。したがって、図 3.5 の健常者のグラフのエラーバーは健常者 30 名分の個人差を示している一方、片麻痺者のグラフのエラーバーは片麻痺者 1 名の歩行中のばらつきを示しているため、意味の違いに注意が必要である。

図 3.5 (a) より、片麻痺者の麻痺側では、健常者平均よりも IC 時矢状面傾斜角度が小さくなる傾向が全体的に見られた。さらに図 3.5(b)より、片麻痺者の麻痺側ではほとんどの被験者で FF_s 時前額面傾斜角度が健常者平均よりも内反方向に大きくなる傾向が見られた。一方、sub11 では足部前額面傾斜角度が外反方向の傾斜を示しており、sub12 でも同様に足部前額面傾斜角度が外反方向への傾斜角度が見られる結果となった。

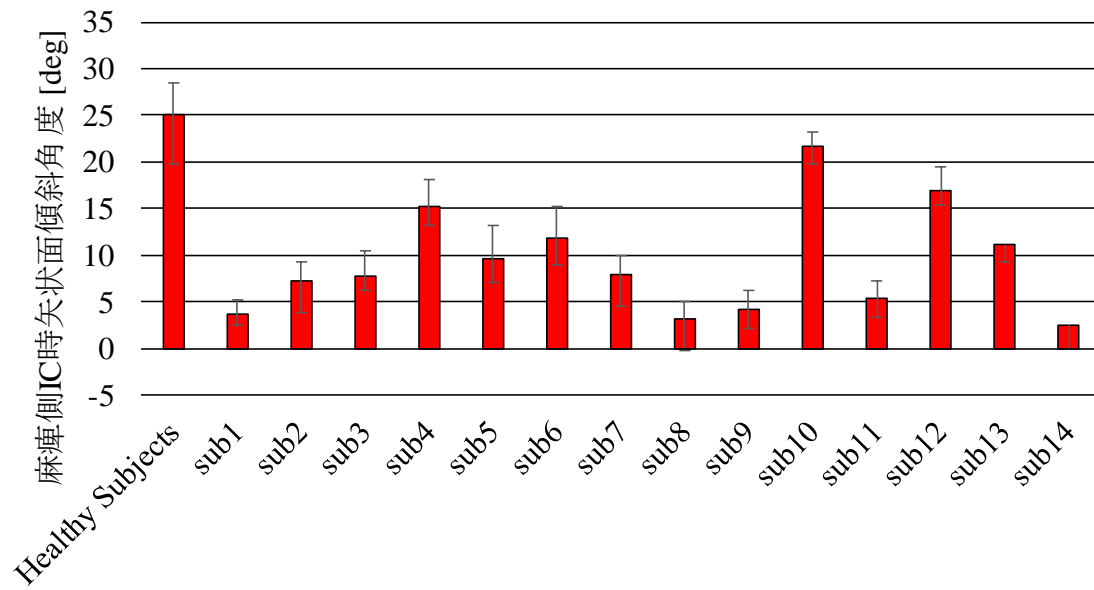
非麻痺側に関しては、図 3.6 (a)より、片麻痺者では麻痺の症状が現れていない非麻痺側であっても、健常者平均よりも IC 時矢状面傾斜角度が小さくなる傾向が全体的に見られた。このうち、sub1 や sub13 では IC 時矢状面傾斜角度が健常者に比べて非常に小さくなっており、片麻痺者の中でも個人差があることが示された。また、図 3.6 (b)より、健常者平均に比べ、内反方向への傾斜角度が大きくなる傾向を示す被験者と、外反方向への傾斜角度が見られる傾向を示す被験者がおり、片麻痺者の非麻痺側における運動にも個人差があることが確認された。

次に、健常者 30 人の両脚 60 脚での IC 時矢状面傾斜角度、FF_s 時前額面傾斜角度を図 3.7 に示す。図 3.7 では左足、右足の順で各被験者データが並んでいる。図 3.7 (a)より、健常者でも 30 名、左右合わせた 60 サンプルの中で個人差や左右差が見られるが、いずれも図 3.5 (a)や図 3.6 (a)での片麻痺者の個人差に比べて差は小さく、またほとんどの被験者で IC 時矢状面傾斜角度の平均値が 15 deg 以上となることが確認できる。また、図 3.7 (b)でも健常者における左右差や個人差は見られるが、図 3.5 (b)や図 3.6 (b)に見られるような 10deg を超えるような大きな内反方向への傾斜は見られなかった。

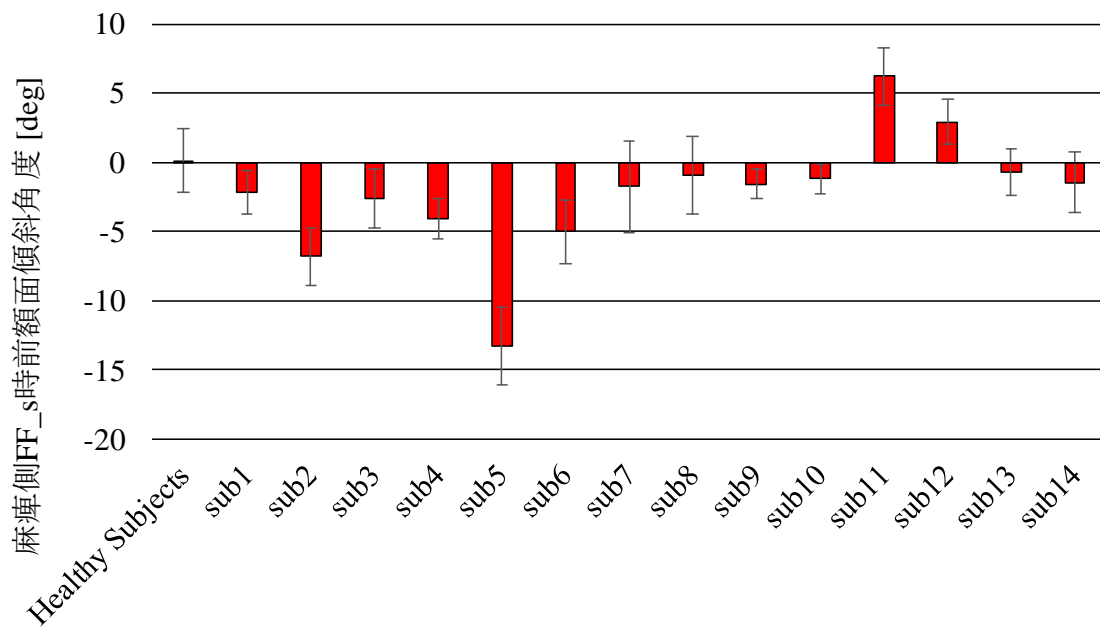
表 3.1 片麻痺被験者の情報

被験者番号	sub1	sub2	sub3	sub4	sub5	sub6	sub7
麻痺側	左	右	左	右	右	右	右
性別	女性	男性	男性	男性	男性	男性	男性
AFO	有	有	有	無	有	無	有
杖	有	有	有	有	有	有	有
年齢（歳）	75	79	83	72	67	75	80
発症からの経過年月	4年7カ月	3年4カ月	3年8カ月	26年以上	2年9カ月	9年1カ月	9年7カ月
Brunnstrom stage（下肢）	V	II	V	VI	III	II	IV

被験者番号	sub8	sub9	sub10	sub11	sub12	sub13	sub14
麻痺側	右	右	左	左	右	左	左
性別	女性	男性	男性	男性	女性	女性	男性
AFO	有	有	有	有	有	有	有
杖	有	有	無	有	有	有	有
年齢（歳）	91	72	62	52	54	73	67
発症からの経過年月	1年2カ月	1年2カ月	1年2カ月	2年7カ月	1年4カ月	8年0カ月	3年1カ月
Brunnstrom stage（下肢）	VI	V	V	III～IV	III	III～IV	III

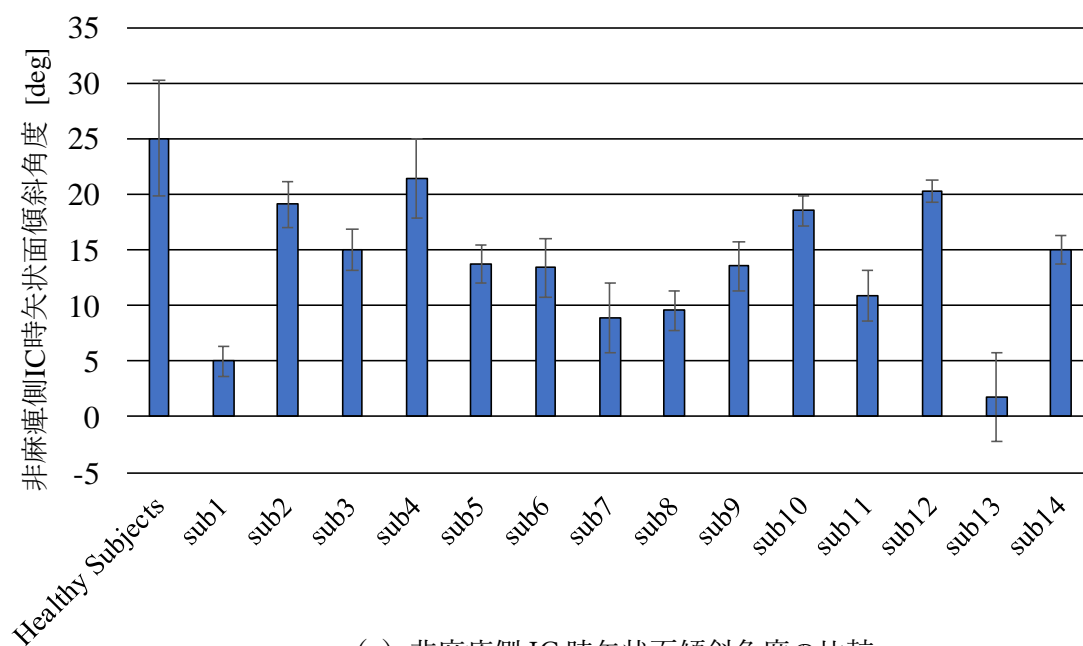


(a) 麻痺側 IC 時矢状面傾斜角度の比較

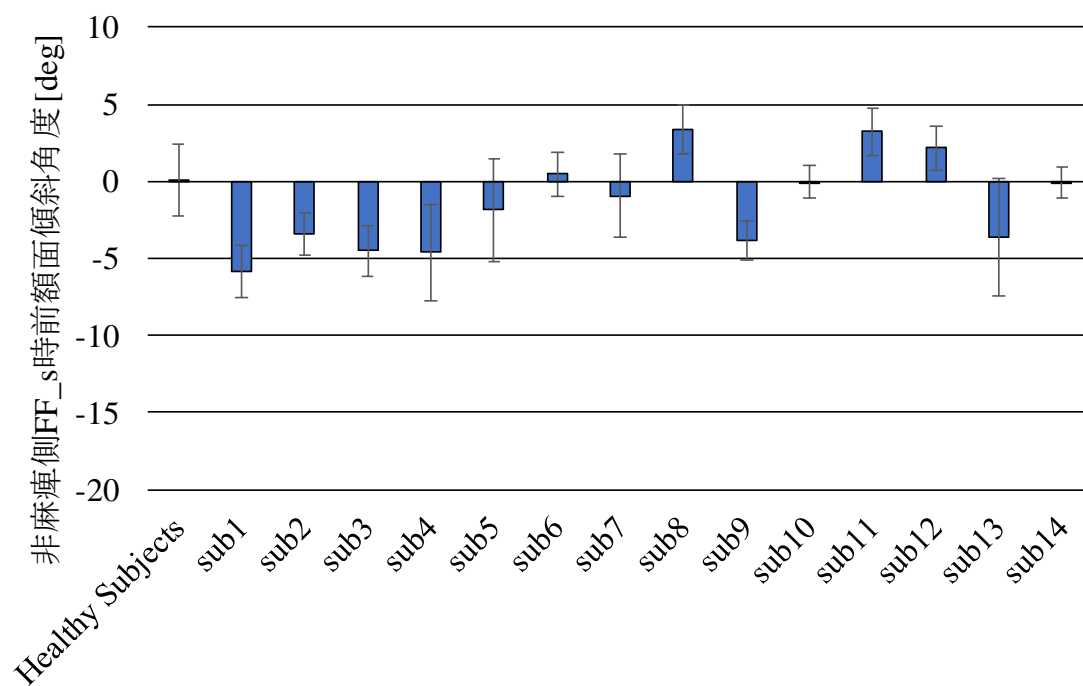


(b) 麻痺側 FF_s 時前額面傾斜角度の比較

図 3.5 麻痺側の足部矢状面・前額面傾斜角度の比較

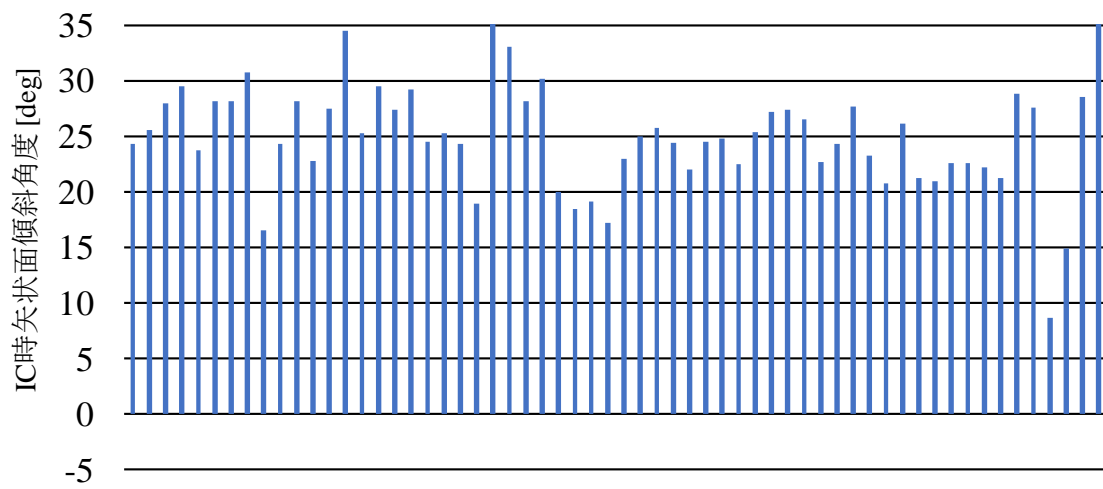


(a) 非麻痺側 IC 時矢状面傾斜角度の比較

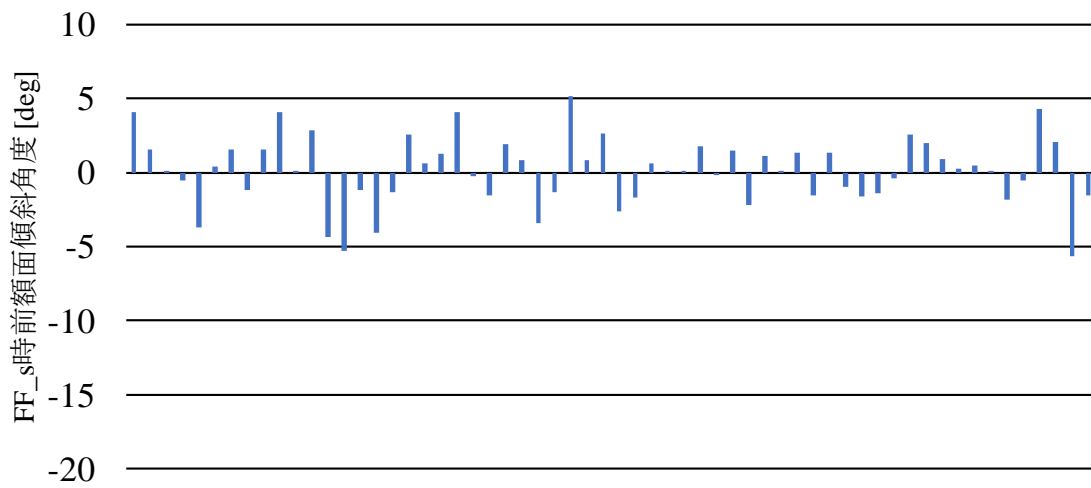


(b) 非麻痺側 FF_s 時前額面傾斜角度の比較

図 3.6 非麻痺側の足部矢状面・前額面傾斜角度の比較



(a) 健常者 30 名分，左右合わせて 60 サンプルの IC 時矢状面傾斜角度



(b) 健常者 30 名分，左右合わせて 60 サンプルの FF_s 時前額面傾斜角度

図 3.7 健常者 30 名分の足部異常検出指標の比較

3.4.3 考察

図 3.5 (a) から、片麻痺被験者では、AFO や杖の有無にかかわらず接地時の矢状面傾斜角度が健常者よりも小さくなる傾向が見られた。一般的には AFO を装着することで、足関節を固定することで下垂足を予防し、遊脚中のクリアランス確保に貢献するとされている [61]。確かに、図 3.5 (a) では片麻痺被験者らでは IC 時矢状面傾斜角度は正の値となっており、接地時の爪先クリアランスの確保は最低限できていたと考えられる。このことから、今回計測した片麻痺被験者の多くでは AFO を用いることで最低限爪先からの接地は避けられているが、依然として健常者との差は大きく、IC 時の背屈方向への足部の傾斜が不十分である可能性が考えられる。

次に、図 3.5(b)より、片麻痺者の麻痺側ではほとんどの被験者で FF_s 時前額面傾斜角度が健常者平均よりも内反方向に大きくなる傾向が見られた。特に sub5 では健常者 60 脚分のデータにないほど内反方向の傾斜角度が大きく、異常運動が生じている可能性があると考えられる。FF_s 時に内反方向への傾斜が大きい被験者では、足部の側面から接地する傾向にある可能性がある。また、人間の足関節の ROM は内反方向よりも外反方向の方が小さいことから [62]、FF_s 時に外反方向への傾斜が大きい被験者では、この状態での接地を繰り返すことは人体の構造上不自然であり、転倒による怪我や慢性的な異常負荷による関節疾患の発症につながる可能性も考えられる。そもそも、解析対象とした片麻痺者のうち、ほとんどの被験者は AFO を使用して足関節を固定しており、極端に強い痙性を示し、AFO での固定が不十分である場合を除けば、FF_s 時の前額面における傾斜角度は足関節の内反や外反によって引き起こされたとは考えづらい。それにもかかわらず、図 3.5 のように健常者と異なる傾向が見られたことについては、動画でも詳細な確認が困難であったため、今後、検討が必要である。

図 3.6 (a)から、麻痺が発生していない非麻痺側においても健常者平均と比較した場合、全体的な傾向として IC 時足部矢状面傾斜角度が健常者よりも小さくなる違いが見られた。この原因として、麻痺側の代償動作により、非麻痺側の下腿部、膝関節、大腿部、股関節、さらに骨盤や体幹といった上部セグメントの動作が影響を受けて、その結果が非麻痺側の足部動作に現れた可能性が考えられる。したがって、今後は足部 3 次元異常運動と上部セグメントを統合的に評価する指標が片麻痺者の歩行の状態を把握する上で必要となると考えられる。

図 3.5、図 3.6 から、IC 時矢状面傾斜角度や FF_s 時前額面傾斜角度の平均値を算出し、健常者平均と比較することで、片麻痺者の歩行中の足部の運動傾向には個人差があることや、AFO を装着した状態でも健常者との運動の違いが依然として存在すること、さらに非麻痺側においても健常者との違いがみられる場合があることが確認できるので、足部の 3 次元異常運動を検出するために、本章で提案した 2 つの指標が有効になると考えられる。

また、図 3.7 から、健常者でも個人差や左右差が見られることが示されているが、IC 時矢状面傾斜角度では、片麻痺者の麻痺側や非麻痺側の一部で見られたような 5 deg を下回る

ような小さな角度は健常者では確認されず、提案した指標で健常者と片麻痺者を比較することで、異常運動の検出が可能であることが示唆された。また、FF_s 時前額面傾斜角度でも IC 時矢状面傾斜角度同様に健常者における個人差や左右差が確認できるが、片麻痺者麻痺側で生じているような-10 deg を下回るような大きな内反方向への傾斜は見られない、したがって、健常者における個人差や左右差と、片麻痺者における異常運動は明らかに異なっており、本章で提案した指標を用いて異常運動を検出できる可能性があると考えられる。本章では、臨床現場での利便性を考慮し、解剖学的座標系とセンサ座標系の校正を特に行わずに計測し、指標を算出した。そのうえで、指標の異常検出における有効性が示唆されたことから、足部の計測においては座標系の校正は利便性の面を重視した場合、省略可能であると考えられる。

図 3.7 (a)に見られるように健常者にも個人差が生じており、IC 時矢状面傾斜角度が他の健常者に比べて小さい傾向がある者もいる。計測時の歩行動作を記録した動画を確認したところ、実際にこの被験者では歩行中の背屈角度が他の健常者よりも小さい傾向が視覚的に確認された。このように他の被験者と異なる傾向を示す健常者データを基準作成の上でどのように扱うかは今後検討の余地がある。また、歩行試験実施時に健常被験者に対し下肢関節疾患の有無を確認し、関節疾患があると回答した者は解析から除外した。しかし、疼痛の少ない疾患やごく初期の変形性関節症等、自覚症状の少ない疾患がある場合、被験者本人が関節疾患の有無を正確に把握しているかは不明であり、アンケートからは把握できない可能性がある。そこで、医学的な健常者の基準を作成するためには、X 線画像等を用いて疾患の有無を確認する等、健常被験者群に対するスクリーニングが必要だと考えられる。さらに、先行研究[70, 71]では、年齢によって歩行中の運動が変わることが示されていることから、年齢を考慮し、年代ごとに基準を作成して異常を判定する必要性も考えられる。以上より、医学的に妥当な異常運動の判定基準の構築が今後の課題である。

本研究で使用した歩行事象判別法のうち、IC については先行研究で健常者を対象として精度検証が行われ、妥当な精度で歩行事象を判別できると考えられる [45]。ただし、歩行動作の異なる片麻痺者について同様の精度で判別可能かは不明であり、先行研究[45]で示された精度と異なる可能性はある。しかし、3.3 節で述べた方法で片麻痺者を解析した際、明らかに IC を誤判別したと考えられるデータについては、足部矢状面傾斜角度の波形から確認し、解析から除外している。例えば、IC と判別された時点より前に矢状面傾斜角度が減少して足底接地と思われる状態を迎えており、IC と判別された時点での矢状面傾斜角度がほとんど 0 deg になっていた場合や、IC 後に FF_s へと向かっていく底屈方向への傾斜角度の変化が見られないような、明らかに IC ではない地点を検出している異常ストライドを除外対象とした。そのうえで、計測した 19 名のうち 14 名で 10 ストライド以上を解析対象とできたことから、詳しい判定精度は不明であるがおおよそ IC 付近をある程度安定して検出できていると考えられる。しかし、今回計測した片麻痺被験者 19 名のうち 5 名が歩行事象をうまく判定できず、解析の対象外となった。解析の対象外となった被験者では、歩行が不

安定であったため固定の閾値ではストライドごとのばらつきに対応できなかった例や、通常の歩行運動と大きく異なる運動を行っていたため歩行事象が 3.3 節で述べたルールに対応しなかった例が見られた。臨床現場で提案指標を用いて異常運動検出を実施する場合、様々な障害を持つ患者に対応する必要がある。そのような一般的な臨床応用を考える場合には、様々な運動機能障害を持つ患者に対しても安定した精度で歩行事象を判別する方法の構築と精度及び判定能力の評価が必要になると考えられる。

3.5 まとめ

本章では、立脚初期の足部の 3 次元運動に着目し、足部が前額面内で異常に傾斜した状態で荷重される異常運動や、接地時に足部矢状面角度が背屈方向に不十分となる異常運動を検出するために、FF_s 時前額面傾斜角度と IC 時矢状面傾斜角度を検出指標として提案し、その有効性を検討した。その結果、IC 時矢状面傾斜角度や FF_s 時前額面傾斜角度の平均値と、健常者平均との間に違いがあること、片麻痺者の平均値に個人差があること、非麻痺側においても健常者との違いがみられる場合があることが確認された。このことから、提案した指標が、片麻痺者の健常者と異なる歩行時の足部の 3 次元異常運動を検出する上で有効になることが示唆された。また、非麻痺側でも接地時の傾斜角度が健常者と異なる傾向が見られたことから、足部だけでなく大腿部や体幹を含めた統合的な評価指標を検討する必要があることが示唆された。また、今回の計測では臨床現場での利便性を考慮し、センサ座標系と解剖学的座標系の校正を行わずに計測・解析を行った。その結果、健常者 30 名、両脚分の指標を比較したところ、片麻痺者と健常者の差に比べて健常者同士における個人差や左右差は小さいことが示された。したがって、足部においては異常検出の際、利便性を重視する場合座標系の校正は、省略可能であることが示唆された。

第4章 大腿部異常運動の検出指標の検討と座標系校正の必要性の検証

4.1 はじめに

片麻痺者の歩行の特徴として、麻痺側の足関節の内反や下垂足のほかに、遊脚期のぶんまわしが現れることが知られている[48]。現在臨床現場では、視覚情報によるぶんまわし運動の検出が行われている。しかし、この方法は主観的であり、検出者の経験に影響を受けやすいことが問題視されており、客観的かつ定量的な計測法と検出指標が求められている[24]。また、第3章で片麻痺被験者の歩行計測から、非麻痺側でも立脚初期における足部3次元運動の傾向が健常者と異なる場合が見られ、足関節自体の動作ではなく麻痺側の代償動作に伴う非麻痺側の上部セグメントの影響により異常が発生している可能性が考えられた。これらのことから、大腿部運動を含む上部セグメントの運動評価、異常運動の検出が必要であると言える。そこで本章では大腿部の異常運動に着目し、片麻痺者の歩行中の大腿部運動の傾向を計測結果から確認し、大腿部異常運動の検出指標を検討する。

大腿部運動の客観的かつ定量的な計測法に関する先行研究では、歩行中の股関節の内転／外転角度をぶんまわし運動として検出しているものや[72]、3次元動作解析装置を用いて、足部に装着したマーカ軌跡[73]や足部重心[74]を計測し、遊脚期における横方向への移動量からぶんまわし運動の評価を試みたものがある。我々の研究グループでも、慣性センサから得られる加速度と角速度信号から3次元回転を表すクォータニオンを算出し、大腿部長軸方向に設定したベクトルを計算し、その先端移動軌跡を描くことで、歩行中の大腿部3次元動作を表現する方法を検討してきた[76]。

我々のグループでの先行研究の結果をもとに本研究では、歩行中の大腿部の異常運動を検出する指標として、大腿部ベクトルの先端軌跡を用いることに着目した。しかし、大腿部のベクトル先端の移動軌跡を推定した先行研究[76]では、健常者の動作のみを対象としており、片麻痺者の歩行時の運動が健常者とどのように異なるのか、また3次元的な異常運動を検出できるのか検証されていなかった。また、先行研究[47-62]で、座標系の校正について報告されているように、運動計測において3次元ベクトルの軌跡を表現する場合、センサ座標系と矢状面や前額面からなる解剖学的座標系との差異が問題となる可能性がある。しかし、片麻痺者を対象とした歩行計測では、座標系の校正を行わずに運動を検出するほうが実用性が高いと考えられる。

上記の観点から本章では、まず座標系の校正を行わずに歩行計測結果を解析した場合、どのような問題が発生するか検討する。検出指標と結果について4.2節で述べ、4.3節で、センサ座標系と解剖学的座標系の差異の影響の有無について検討する。4.4節は本章のまとめである。

4.2 健常者と片麻痺者の歩行中の大腿部動作の比較

第 3 章で計測した健常者 30 名，片麻痺被験者 14 名の歩行データを用いて大腿部運動をベクトルの先端軌跡を用いて描画し，健常者と片麻痺者の傾向を比較する．ここでは両大腿部に装着した慣性センサからそれぞれ取得した加速度・角速度信号を使用し，第 2 章で述べた慣性センサを用いた 3 次元運動計測法を用いて，大腿部長軸方向に定義した単位ベクトルの先端軌跡を描いた．算出したベクトル座標値は第 3 章で述べた歩行事象判別法を用いて初期接地（Initial Contact；IC）時でストライドごとに切り分けた．図 4.1 に健常者 1 名の左右の大腿部先端軌跡を，図 4.2 に計測した片麻痺者の 14 名分の麻痺側と非麻痺側の大腿部ベクトルの先端軌跡を示す．図 4.1 と図 4.2 はそれぞれ試行中の 1 ストライド分の大腿部ベクトルの先端軌跡を示している．麻痺側は左足と右足が混在していることから，直感的に把握しやすくするため，図 4.1 における x 軸は，正が体の外側へ向かう方向，負が体の内側へ向かう方向としており，第 2 章で定義した座標系とは異なる．

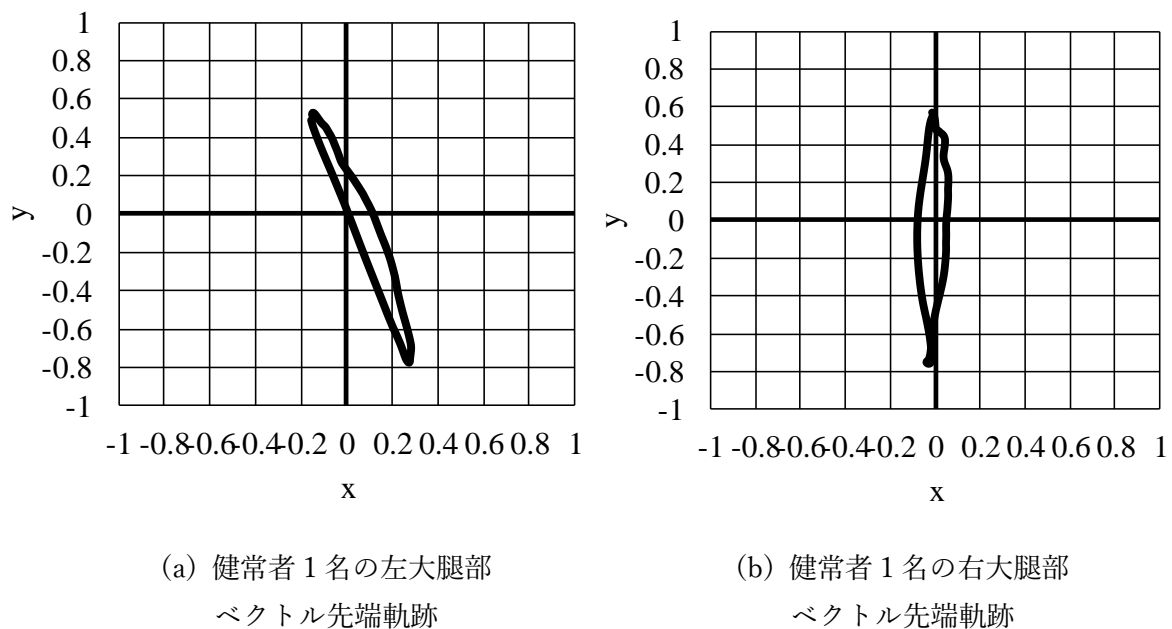


図 4.1 健常者 1 名の左右の大腿部ベクトル先端軌跡

同一被験者の左右の大腿部ベクトルの先端軌跡を示している．軌跡は 1 ストライド分を表示している．

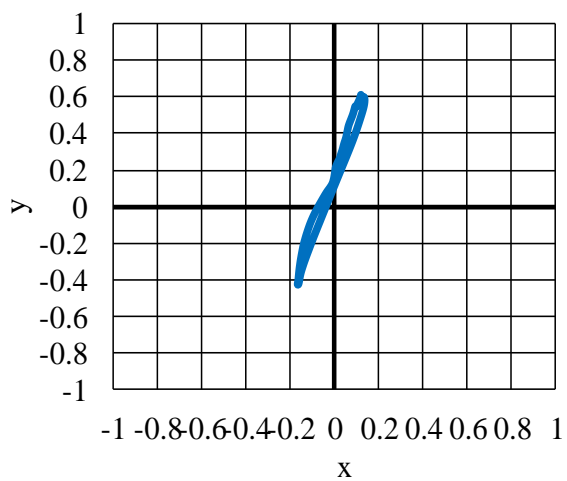
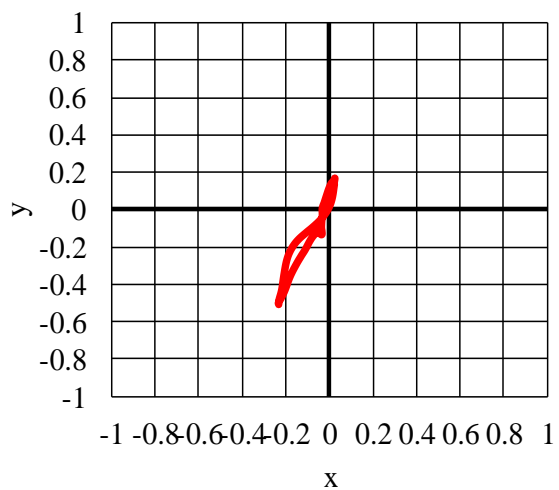
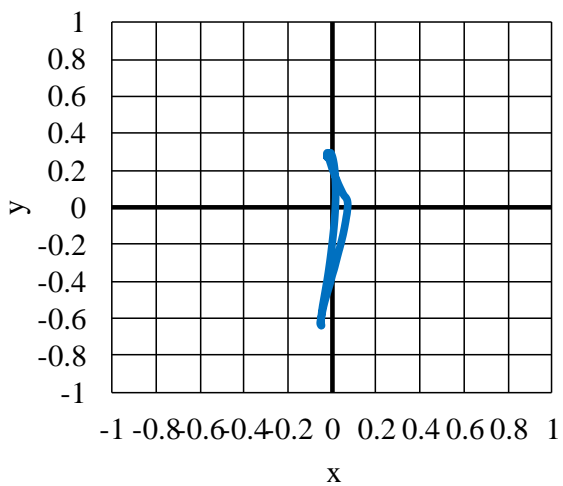
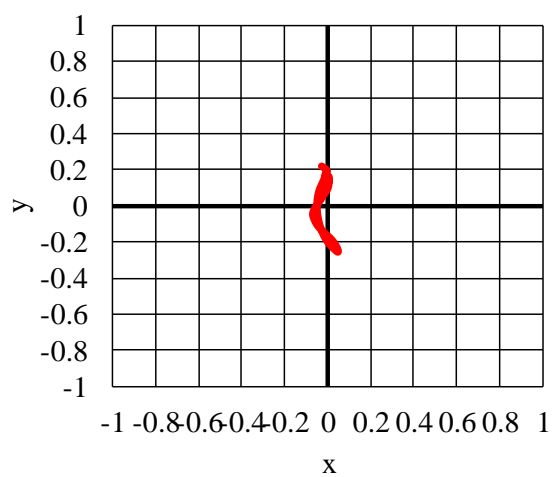
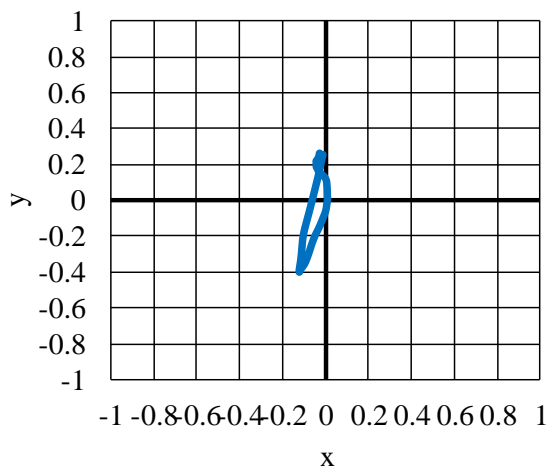
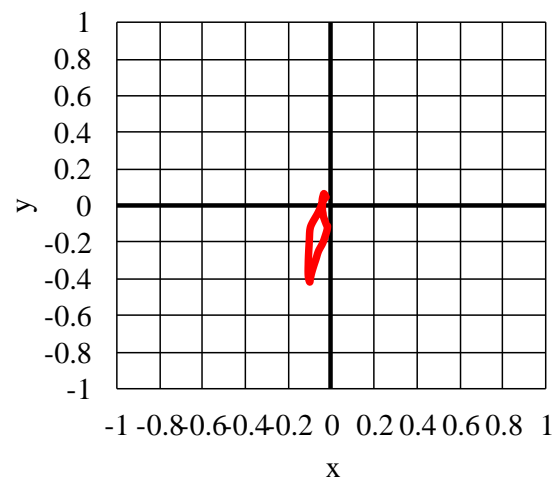
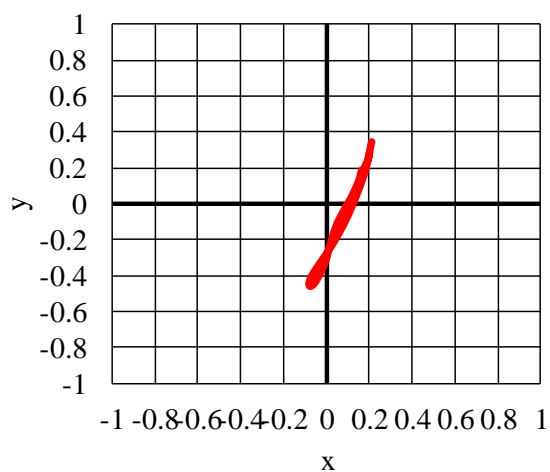
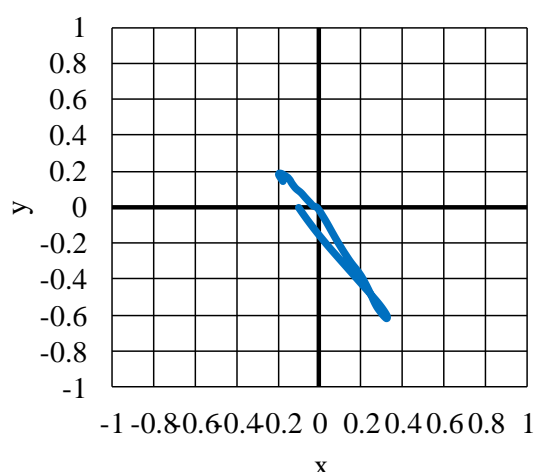


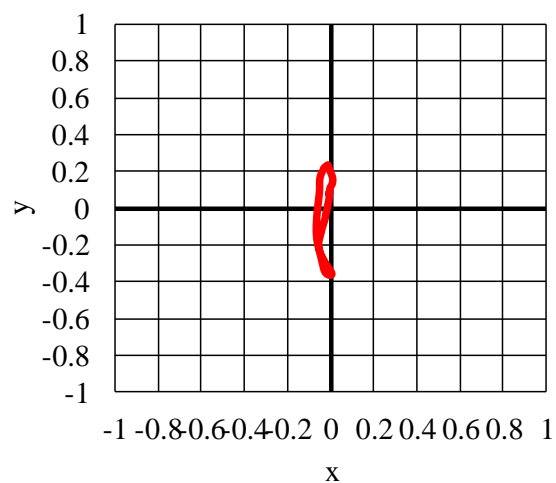
図 4.2 片麻痺者 14 名の 1 スライド分の大腿部ベクトル先端軌跡



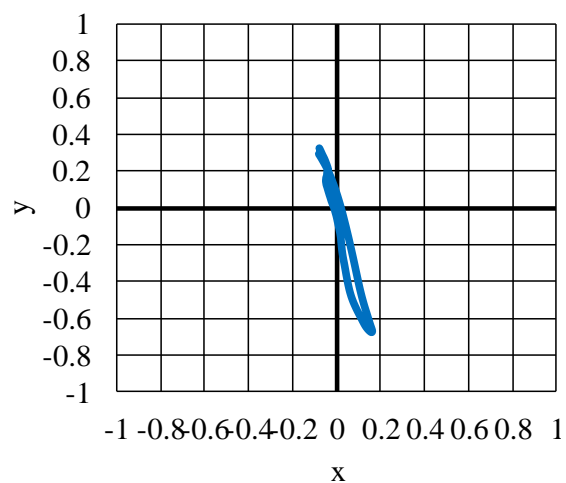
(d-1) sub4 麻痺側



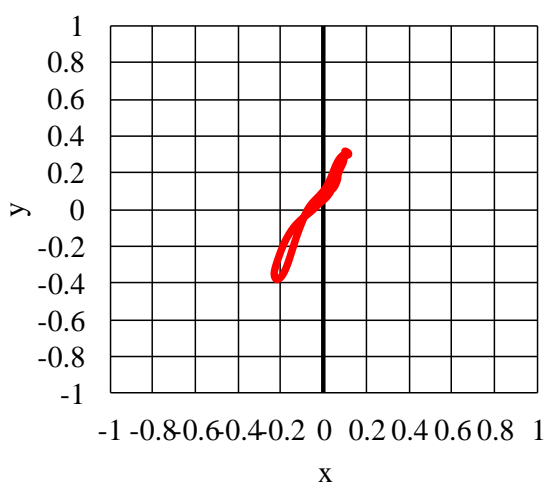
(d-2) sub4 非麻痺側



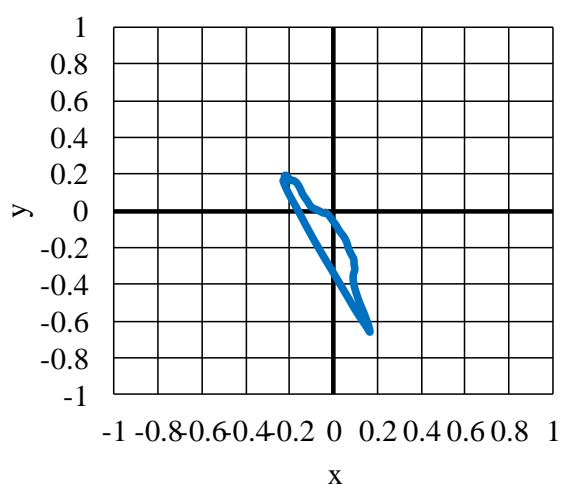
(e-1) sub5 麻痺側



(e-2) sub5 非麻痺側

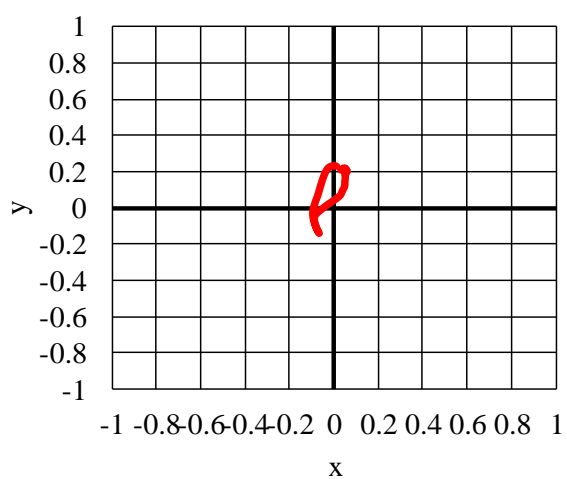


(f-1) sub6 麻痺側

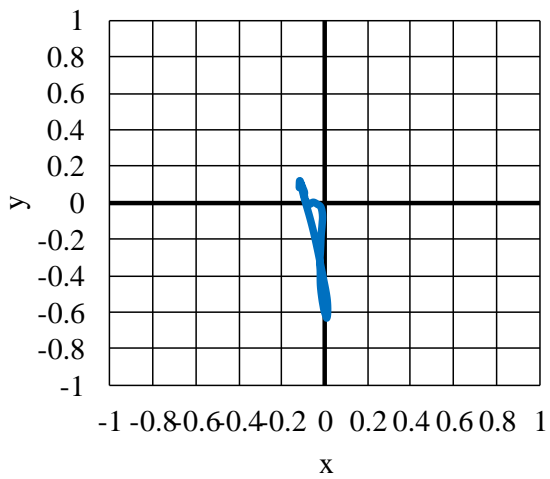


(f-2) sub6 非麻痺側

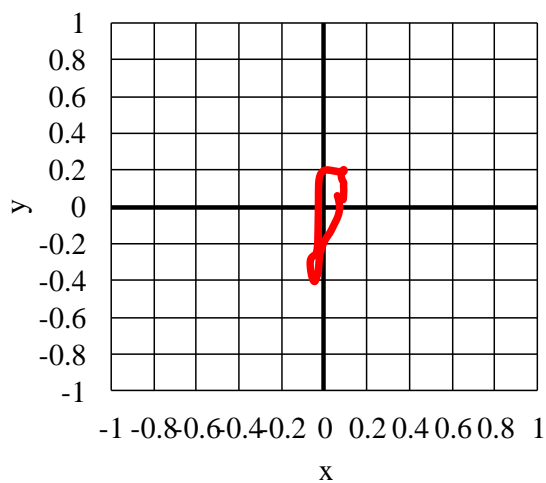
図 4.2 続き



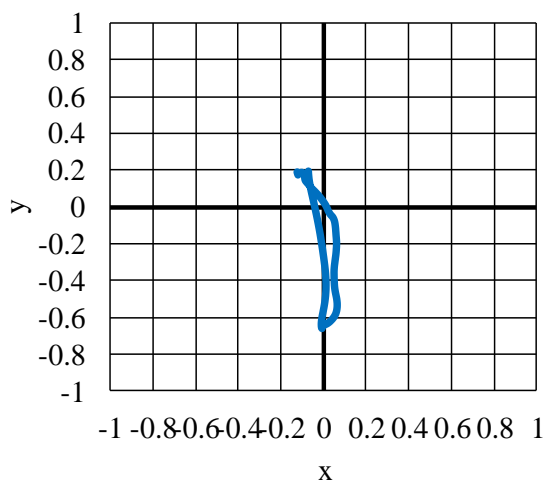
(g-1) sub7 麻痺側



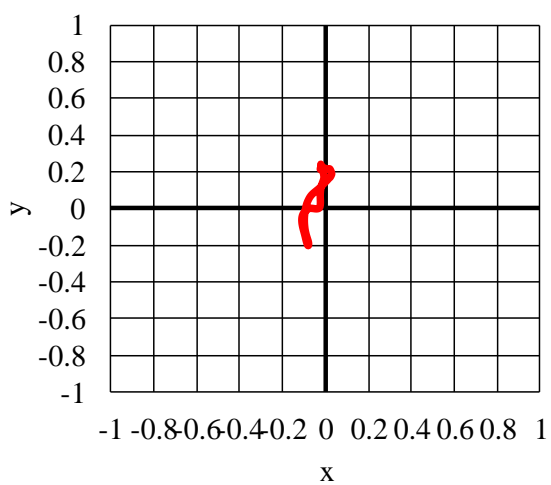
(g-2) sub7 非麻痺側



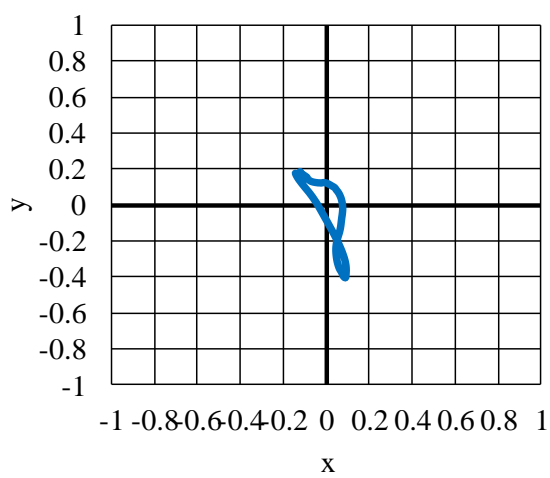
(h-1) sub8 麻痺側



(h-2) sub8 非麻痺側

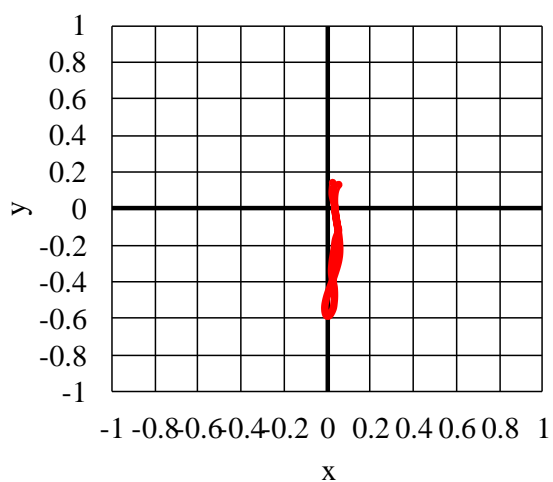


(i-1) sub9 麻痺側

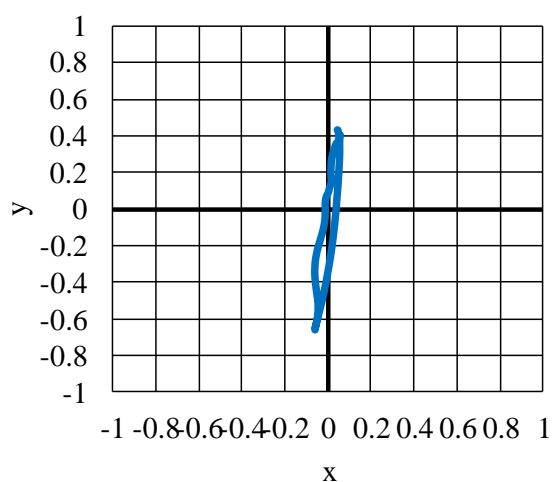


(i-2) sub9 非麻痺側

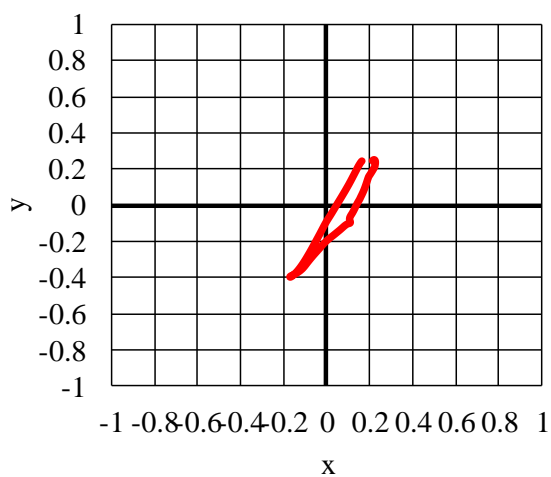
図 4.2 続き



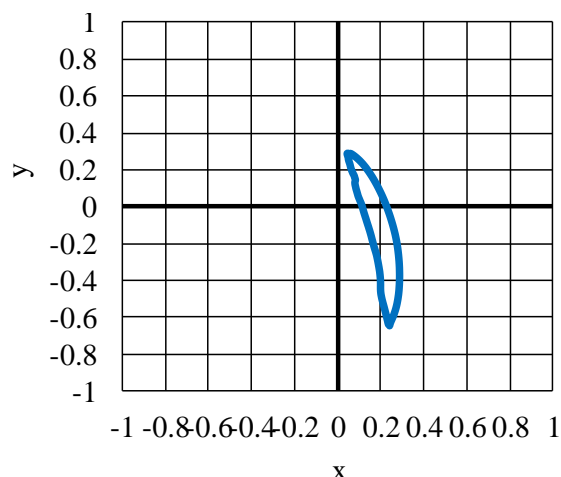
(j-1) sub10 麻痺側



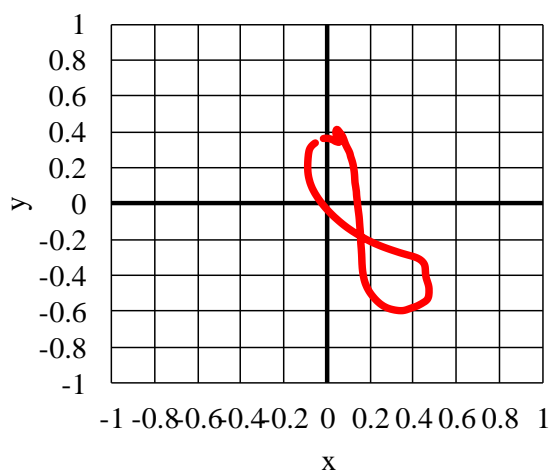
(j-2) sub10 非麻痺側



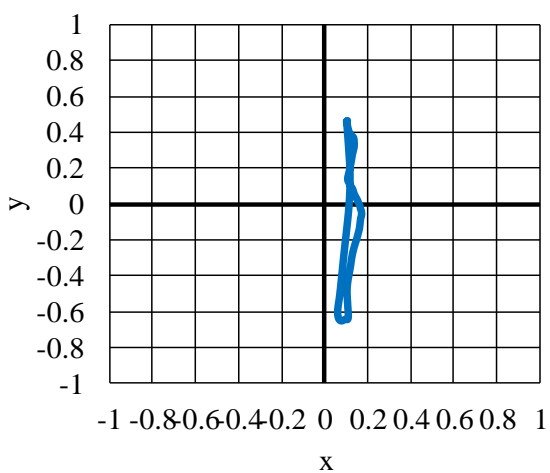
(k-1) sub11 麻痺側



(k-2) sub11 非麻痺側

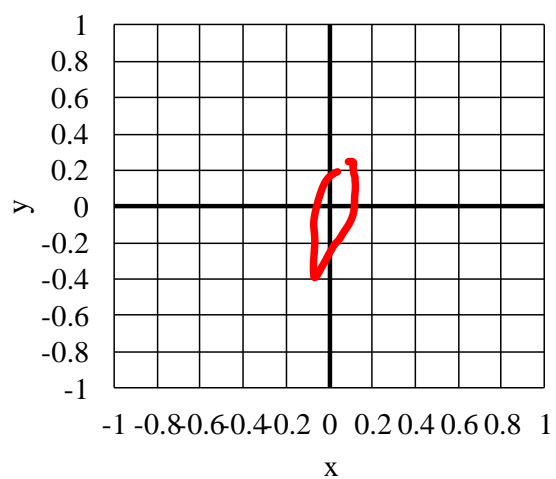


(l-1) sub12 麻痺側

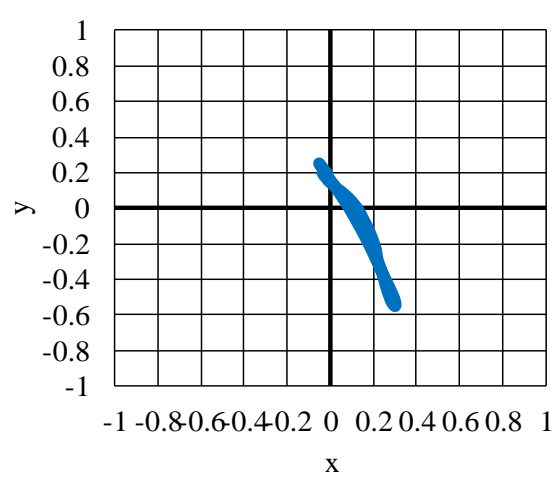


(l-2) sub12 非麻痺側

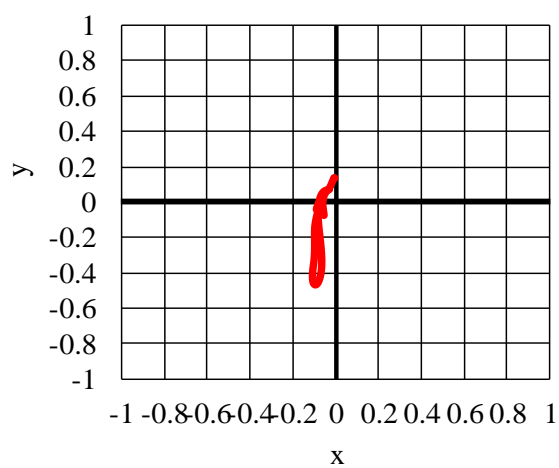
図 4.2 続き



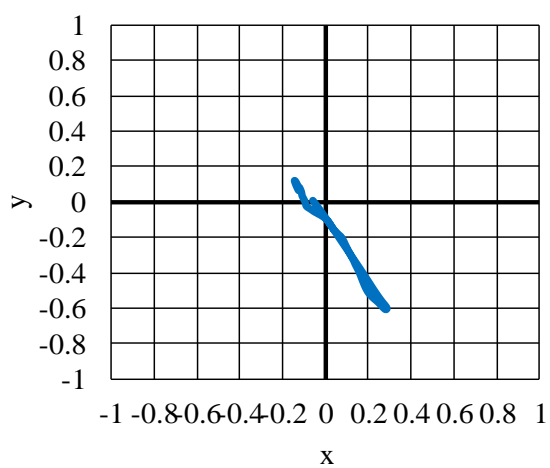
(m-1) sub13 麻痺側



(m-2) sub13 非麻痺側



(n-1) sub14 麻痺側



(n-2) sub14 非麻痺側

図 4.2 続き

図 4.1 と図 4.2 から健常者では大腿部ベクトルの先端軌跡が直線状である一方、図 4.2(a-1), (g-1), (g-1), (l-1), (m-1) など一部の片麻痺者の大腿部ベクトルの先端軌跡は股関節の屈曲/伸展運動に伴う主な運動方向に対し、左右方向にふくらみを持つ形状となっていることが確認できる。したがって、図 4.1 と図 4.2 から、片麻痺者におけるぶん回し運動のような異常運動を判別するためには、大腿部ベクトルの先端軌跡の形状を利用することが有効であると考えられる。

本研究では、センサ座標系のうち x 軸を解剖学的座標系の左右方向軸、y 軸を進行方向軸と対応するよう設定したことから、基本的には主な運動方向が y 軸、左右方向への広がり x 軸に表れると考えられる。そこで、左右方向への軌跡の広がりを定量的に把握する指標として、ベクトル軌跡の x 軸方向の動作幅を、図 4.3 に示すように、1 スライドの x 成分の最小値と最大値の差を取ることで算出した[79]。なお、第 3 章と同様、各試行の最初と最後の 2 スライドは解析から除外し、定常歩行における大腿部運動を対象とした。健常者と片麻痺者の麻痺側を比較した結果を図 4.4 に、健常者と片麻痺者の非麻痺側を比較した結果を図 4.5 に示す。図 4.4, 図 4.5 では健常者の被験者ごとの解析スライド数の差による影響を避けるため、健常者それぞれで平均値を算出し、さらに 30 名分の平均値と分散を算出することで健常者データを作成した。標準偏差も同様に算出しており、図 4.4 や図 4.5 の健常者データにおけるエラーバーは個人差を表している。一方片麻痺者では被験者 1 名分の平均値と標準偏差を表示しているため、図 4.4 や図 4.5 に示したエラーバーはスライドごとのばらつきを示していることに注意が必要である。図 4.4 より、平均値を比較すると sub2, sub8, sub9, sub11, sub12 では麻痺側大腿部ベクトルの x 軸方向動作幅の平均値が健常者より大きくなる傾向が確認された。また、図 4.5 より、非麻痺側においても sub1, sub8, sub11, sub13 を除く片麻痺被験者で x 軸方向動作幅の平均値が健常者の平均値よりも大きくなることが確認された。一方、図 4.4 や図 4.5 より、健常者では標準偏差が大きく、計測結果における個人差が大きいことがわかる。健常被験者 30 名の両脚の各々について、x 軸方向動作幅の平均を図 4.6 に示す。健常者の 30 人の 60 脚で平均値を比較すると、最大値が 0.41, 最小値が 0.09 となり、ばらつきが大きいことが確認された。図 4.6 から確認できる通り、健常者同士の比較、同一被験者の左右の比較であっても x 軸方向動作幅の平均が異なる場合があり、ばらつきが大きい結果となった。このうち、x 軸方向動作幅の大きい健常被験者と、動作幅の小さい健常被験者の 1 スライド分の水平面内ベクトル先端軌跡を図 4.7 に示す。図 4.7 から、健常者 2 名の大腿部ベクトルの先端軌跡を比較したところ、subA, subB とともに直線状の軌跡であり、図 4.2 の一部の片麻痺被験者に見られるような軌跡の形状の明らかな差は確認できないが、subA では軌跡全体が斜めに傾いているため、x 軸方向の動作幅が大きくなっていることがわかる。

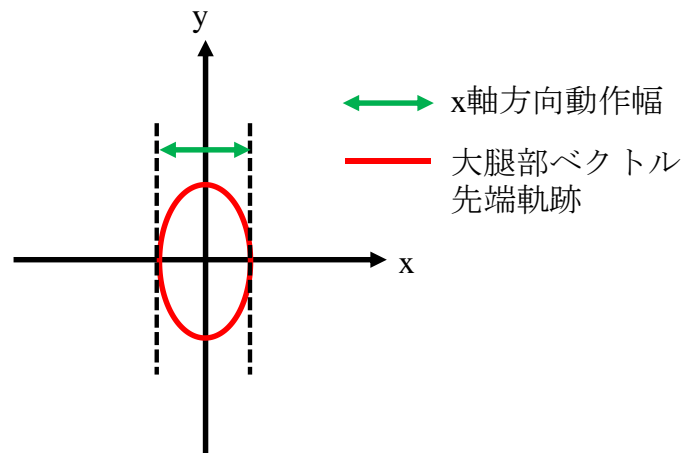


図 4.3 ベクトル軌跡の x 軸方向動作幅の算出法

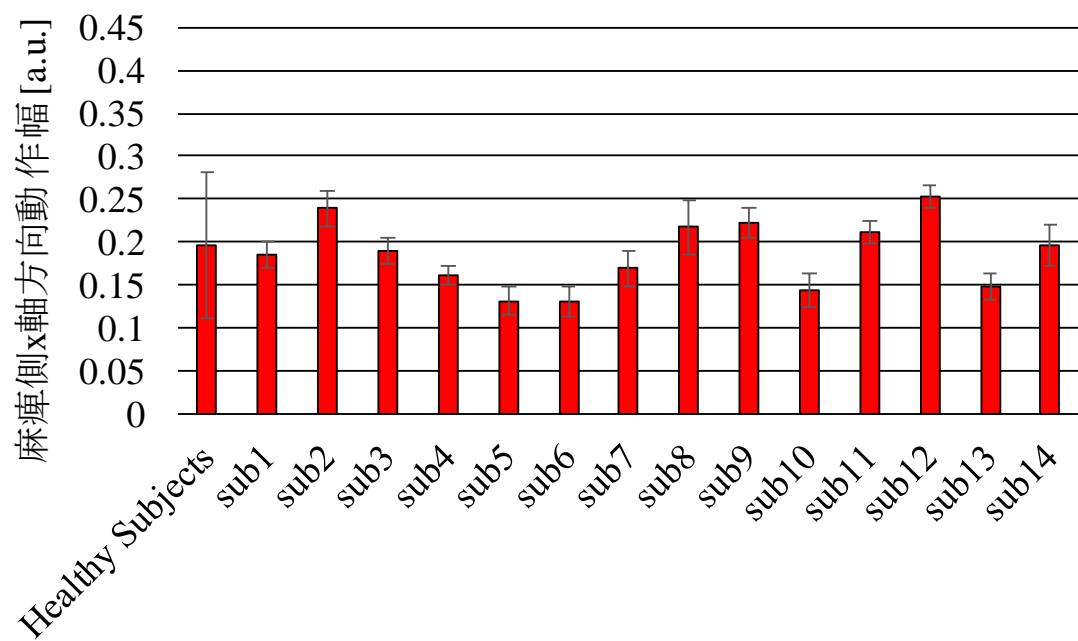


図 4.4 片麻痺被験者の麻痺側大腿部ベクトルの x 軸方向動作幅

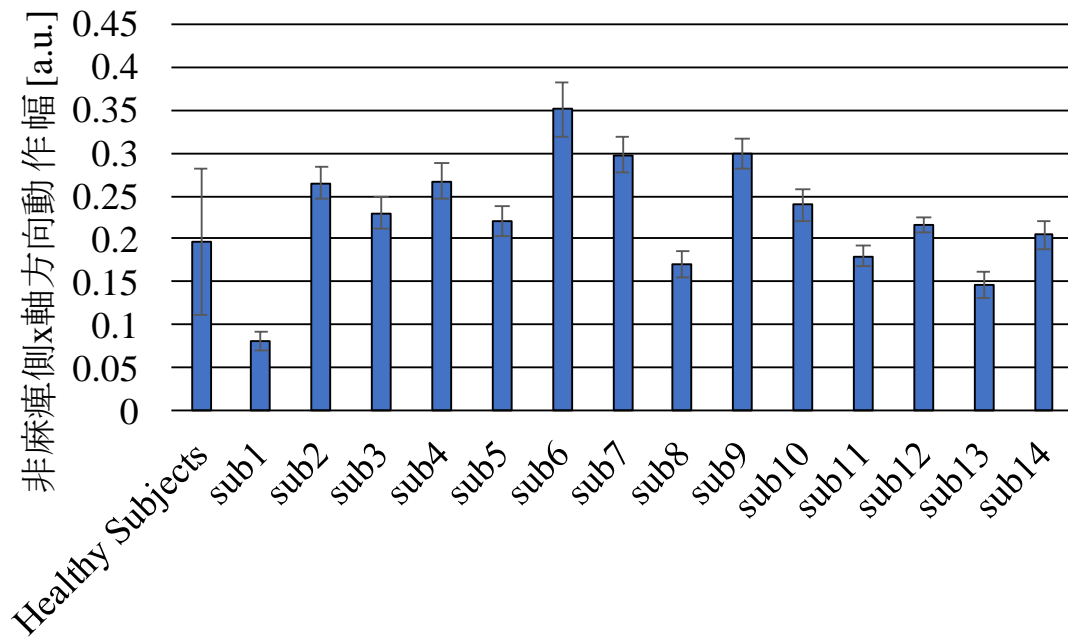


図 4.5 片麻痺被験者の非麻痺側大腿部ベクトルの x 軸方向動作幅

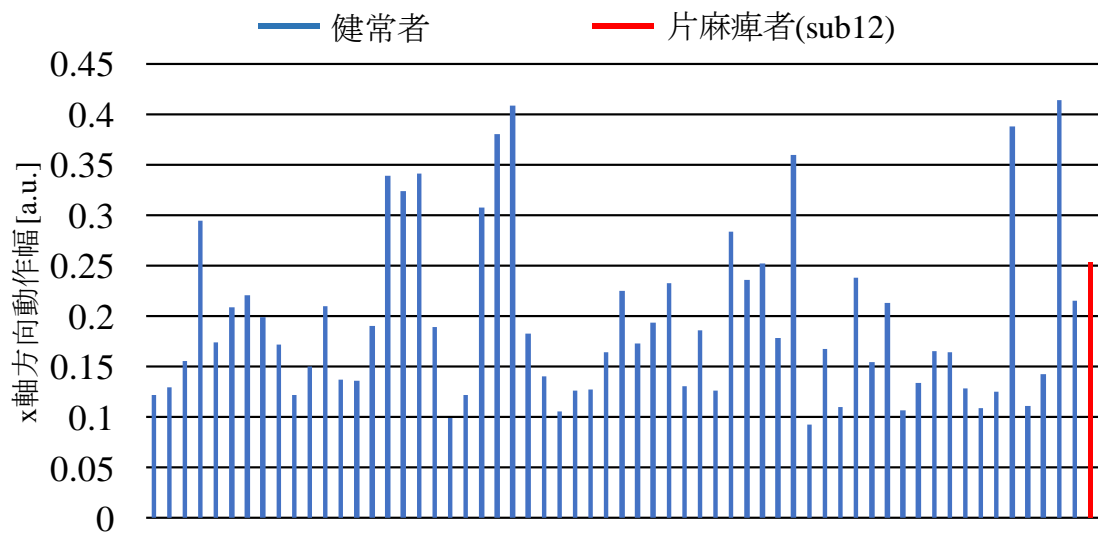


図 4.6 健常者 30 名分と片麻痺者 sub12 の x 軸方向動作幅の比較

横軸はそれぞれ健常者 sub1~sub30 の左大腿部、右大腿部及び片麻痺者 sub12 の x 軸方向動作幅を表示した。

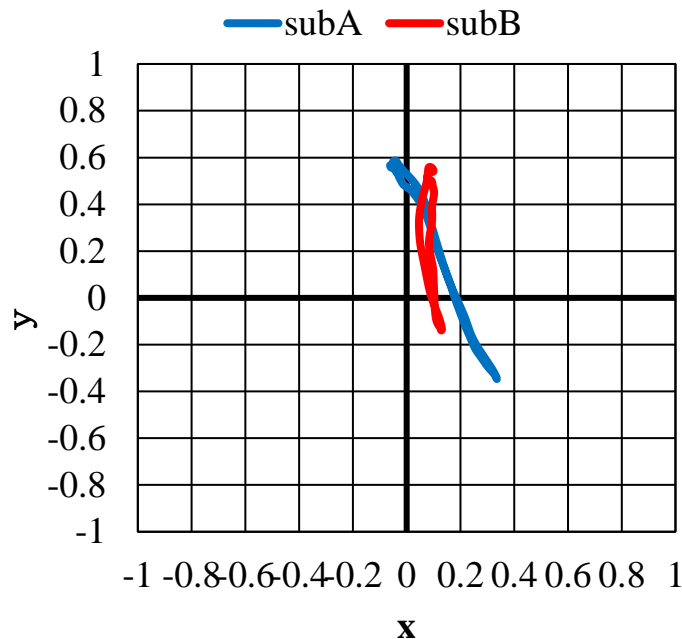


図 4.7 x 軸方向動作幅が大きい健常者と小さい健常者の水平面内ベクトル先端軌跡比較

4.3 考察

図 4.4 や図 4.5 で示したように、x 軸方向動作幅の平均値を片麻痺者と健常者と比較し、大腿部ベクトル先端軌跡の左右方向へのふくらみの定量化を試みた結果、麻痺側・非麻痺側ともに健常者よりも x 軸方向動作幅が大きくなる片麻痺者が確認された。また、片麻痺者同士で比較すると、x 軸方向動作幅の平均値は個人差が見られた。これらの結果から、ふくらみに着目して軌跡の形状を評価することで、大腿部の運動の違いを検出できる可能性があると考えられる。

しかし、図 4.4、図 4.5 からわかるように、健常者データにおけるエラーバーの幅が大きくなっており、健常者の個人差が大きいことがわかる。さらに図 4.6 で健常者 30 名の左右大腿部の x 軸方向動作幅について平均値を比較すると、健常被験者間でのばらつきが大きいこと、左右差がある場合もあることが確認された。図 4.6 から、健常被験者の x 軸方向動作幅の平均値の最大値は 0.41 であり、これは、図 4.4 や図 4.5 に示される片麻痺被験者の x 軸方向動作幅の平均値を超える結果である。0.41 の動作幅は、大腿部の長さを 40 cm とした場合、16 cm 程の横方向への動作となるが、該当被験者の歩行状況を動画で確認したところ、ほかの被験者との大きな違いは確認できなかった。さらに、図 4.7 に示したように、x 軸方向動作幅が最大であった subA と最小であった subB の 1 ストライド分の軌跡はともに直線状であり、ぶん回し運動を示すような楕円形や D の字型のような軌跡の形状にはなってお

らず、この2名の健常被験者の動作傾向は類似したものであると考えられる。しかし、x軸方向動作幅が最大であった subA では軌跡が斜め方向に傾いており、軌跡の主な運動方向が y 軸ではなくなっているため、x 軸方向動作幅が大きくなったことが図 4.7 の軌跡から確認できる。これは、センサ座標系と解剖学的座標系との不整合の影響である可能性が高く、先行研究[49-65]で報告されているような座標系の校正が必要になると考えられる。

第3章では、座標系の校正を行わないで健常者30名分の足部前額面傾斜角度や矢状面傾斜角度を算出したが、図 4.6 に示す一部の健常者のように、片麻痺者の異常運動による評価値を超えるような異常は確認されず、座標系の校正を省略しても健常者と片麻痺者の違いを異常運動の検出に利用できると考えられる。しかし、大腿部ベクトル先端軌跡については、図 4.5 や図 4.6 のように x 軸方向動作幅が片麻痺者以上に大きい健常者が存在することから、x 軸方向動作幅を用いた軌跡の形状評価では座標系の差異の影響を受けてしまい、片麻痺者との大腿部の異常運動検出を適切に行えないと考えられる。

第3章で示した足部の角度計測では健常者のばらつきは大腿部に比べて小さく、片麻痺者と健常者の運動傾向の違いを把握することができたが、大腿部では座標系の差異による影響が大きく発生し、片麻痺者の異常運動と座標系の差異による影響を受けた健常者の運動を x 軸方向動作幅からは区別できなくなった。この原因としては、本研究における歩行計測では、足部の慣性センサは靴の形状による影響は受けるが、足部セグメントの長軸方向とセンサの1つの軸を一致させやすく、また、ほぼ同じ条件での装着が可能であったことが推測される。一方大腿部は、服の上からベルトで装着するため、骨格や筋の3次元的な構造の影響を受けることや、大腿部の長軸方向と解剖学的座標系の軸が一致していない可能性があることが推測され、筋骨格系の個人差の影響により座標系の差異が発生しやすかったと考えられる。

4.4 まとめ

本章では、まず片麻痺者と健常者の大腿部ベクトル先端軌跡の違いを比較した。その結果、一部の片麻痺被験者で大腿部のベクトル先端軌跡の形状に健常者との違いがみられ、主な運動方向に対して横方向へのふくらみが確認されたことから、本研究で解剖学的座標系における横方向軸に対応する x 軸の動作幅を用いて、大腿部ベクトル軌跡の横方向へのふくらみの定量化を試みた。しかし、健常被験者の x 軸方向動作幅のばらつきが大きく、センサ座標系と解剖学的座標系の差異の影響を受け、x 軸方向動作幅が解剖学的座標系における左右方向とは合致しなくなっている場合が見られたことから、センサ座標系における x 軸方向動作幅では大腿部の異常運動の検出を適切に行えないことが示唆された。

第5章 座標系の校正が不要な大腿部異常運動 の検出指標の検討

5.1 はじめに

第4章では、片麻痺者と健常者では大腿部ベクトルの先端軌跡の形状に違いが生じる場合があることが確認されたことから、大腿部ベクトル先端軌跡の x 軸方向動作幅を用いて形状評価を試みた。その結果、健常被験者の x 軸方向動作幅のばらつきが大きく、 x 軸方向動作幅では大腿部の異常運動の検出を適切に行えないことが示唆された。これは、センサ座標系と解剖学的座標系との不整合が一因であると推測されるが、本研究では、臨床での実用性の観点から、座標系の校正を不要とする方法に着目していることから、本章では座標系の校正を行わず、かつ解剖学的座標系とセンサ座標系の差異に影響を受けずにベクトル軌跡から大腿部異常運動を検出するための指標を提案する。5.2 節で提案する指標について説明し、5.3 節で提案指標による左右方向動作の定量化の有効性を健常者の計測データを用いて検証する。次に5.4 節では、提案指標による大腿部異常運動の検出について、臨床での利用可能性を考察する。5.5 節はまとめである。

5.2 座標系校正が不要な検出指標

第4章で示したように、片麻痺者と健常者の大腿部ベクトルの先端軌跡では、股関節の屈曲/伸展運動に起因すると考えられる主な運動方向に対して横方向のふくらみに違いが見られる傾向がある。第4章では、主な運動方向をy軸、ふくらみの発生する方向をx軸としたが、センサ座標系と解剖学的座標系の差異の影響を受け、x軸方向動作幅では主な運動方向に対するふくらみを定量化することが困難であった。そこで、ストライド内のy座標値の最大値と最小値を通る補助線を引き、新たに主な運動方向を定義し、さらに補助線と大腿部先端軌跡の各点との距離 d を主な運動方向に対するふくらみの定量化指標として利用する方法を提案する。補助線の式を $y=ax+b$ 、ストライド内のy座標値が最大のときの座標を $Y_{ymax}(x_{ymax}, y_{ymax})$ 、y座標値が最小のときの座標を $Y_{ymin}(x_{ymin}, y_{ymin})$ とおくと、 d の算出式は以下の通りである。

$$a = \frac{y_{ymax} - y_{ymin}}{x_{ymax} - x_{ymin}} \quad (5.1)$$

$$b = \frac{y_{ymin}x_{ymax} - y_{ymax}x_{ymin}}{x_{ymax} - x_{ymin}} \quad (5.2)$$

$$d(t) = \frac{|y(t) - ax(t) - b|}{\sqrt{1 + a^2}} \quad (5.3)$$

式(5.3)から求められる d は、1ストライドの中で時間によって異なる値となるため、本研究では、補助線と大腿部ベクトル先端軌跡の距離 $d(t)$ の最大値 d_{max} を利用する。大腿部先端軌跡と補助線、各点との距離 d の関係性を図5.1に示す。直線状のベクトル先端軌跡とふくらみのあるベクトル先端軌跡で得られる d_{max} の模式図を図5.2に示す。図5.2(a)のように直線状動作の場合は d_{max} が小さく、図5.2(b)のように主な運動方向に対してふくらみのある形状の場合は d_{max} が大きくなる。 d_{max} が大きいほど主な運動方向に対するふくらみの大きい軌跡であり、第4章で例示した片麻痺者らのように健常者からは逸脱した運動となっていると判断できる。

検出指標 d_{max} は座標系の不整合によるベクトル軌跡の傾きの影響を受けにくく、形状のふくらみを定量化しているため、座標系の校正が不要な指標となると考えられる。

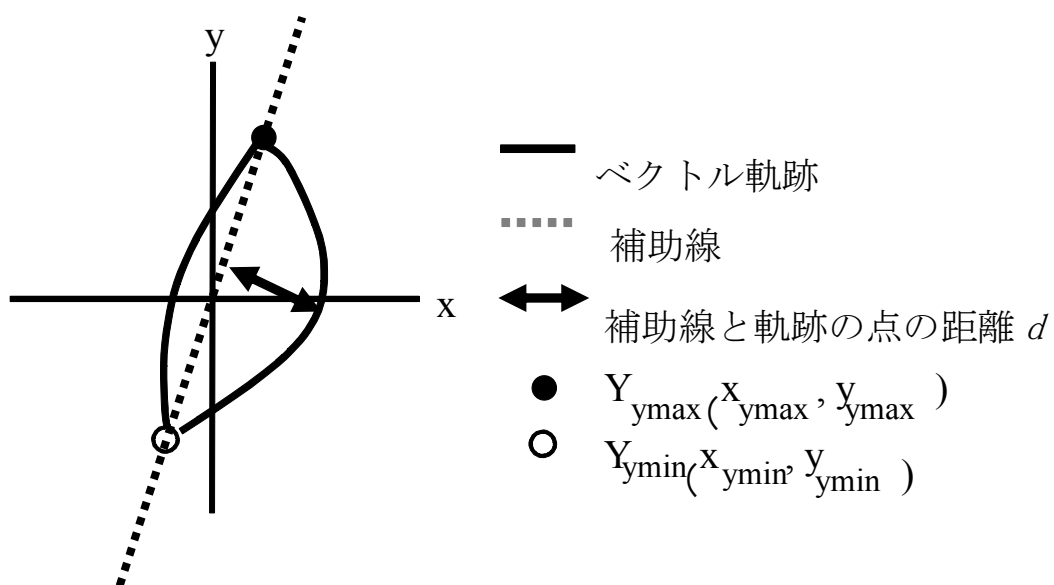


図 5.1 d 値の模式図

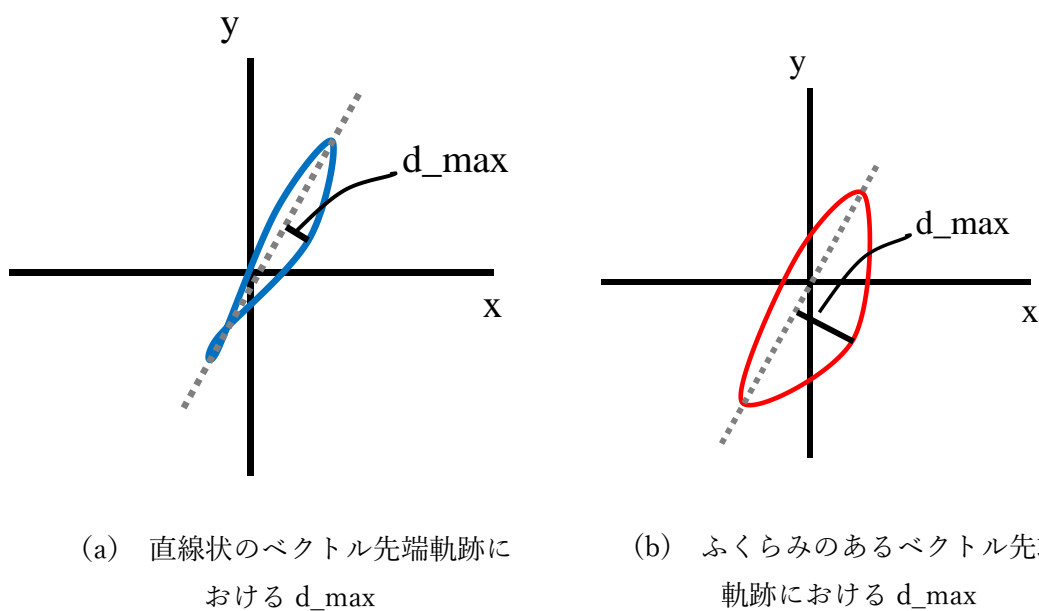


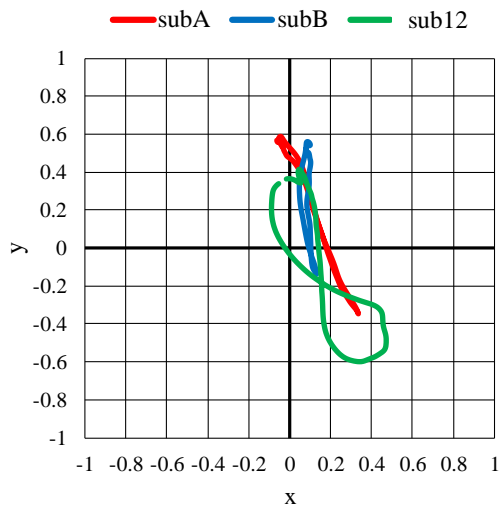
図 5.2 ふくらみの大きいベクトル軌跡と直線状のベクトル軌跡における d_{max} の模式図

5.3 提案した検出指標によるベクトル軌跡の左右方向動作の定量化の有効性の検証

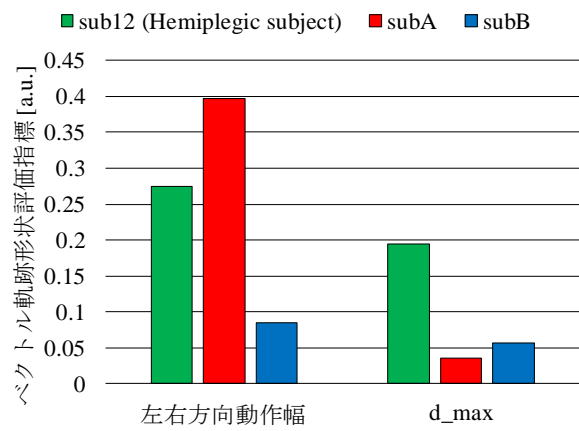
提案した検出指標によるベクトル軌跡の主な運動方向に対するふくらみの定量化指標の異常運動検出に対する有効性を検証するため、第3章で計測した健常者30名の歩行データから d_{\max} を算出した。まず、第4章で示された、直線状の軌跡が傾いているために x 軸方向動作幅が片麻痺者より大きくなり、ベクトル軌跡の左右方向動作を適切に定量化できなかった被験者に対し、主な運動に対するふくらみを適切に定量化できるかを確認し、次に、4章の x 軸方向動作幅と d_{\max} を比較した。

第4章で確認された、 x 軸方向動作幅が特に大きい健常被験者と特に小さい健常被験者、さらに x 軸方向動作幅が最も大きかった片麻痺被験者 sub12 の大腿部ベクトル先端軌跡を図5.3(a)に示す。次に、図5.3(a)に示した各被験者における1ストライド内の d_{\max} 、 x 軸方向動作幅を図5.3(b)に示す。第4章でも述べたように、図5.3(a)で健常者2名の歩行時の大腿部ベクトル先端軌跡は同様の直線状の形状である一方、片麻痺者 sub12 では8の字を描くようにふくらみのある軌跡の形状となっており、明らかに形状が異なっている。この場合、sub12 と subA, subB をベクトル先端軌跡の形状評価から区別し、sub12 を異常運動を行っているとは判定する必要があると考えられる。しかし、図5.3(b)に示すように、大腿部ベクトルの x 軸方向動作幅では sub12, subA で大きな値が算出されてしまい、subA と subB の軌跡の形状が直線状であり、主な運動方向に対するふくらみがほとんどなく、subA と sub12 に運動の違いがあることが読み取れなくなっている。一方、 d_{\max} を用いた場合には、subA, subB とともに sub12 に比べて d_{\max} が明らかに小さくなっており、sub12 は、subA, subB のベクトル先端軌跡の形状よりも、主な運動方向に対してふくらみがある形状であることを示す結果が得られた。このことから、 d_{\max} を用いることで、ベクトル軌跡の傾きに影響されずに形状が直線状であるか、主な運動方向に対してふくらみを持っているかを表現できることが示された。

次に、健常者30名の左右分の歩行データの合計60サンプルについて、 x 軸方向動作幅と d_{\max} の比較を図5.4に示す。 x 軸方向動作幅の場合は、図5.3の subA のように、直線状の大腿部ベクトル先端軌跡であるが、軌跡が斜め方向に傾いており x 軸方向動作幅が大きくなった被験者が含まれていたため、軌跡の傾きの影響により健常者のばらつきが大きくなっていた。一方、 d_{\max} は x 軸方向動作幅より小さい値になっており、これは、軌跡の傾きの影響を受けないで、軌跡のふくらみを検出できた結果であると考えられ、 x 軸方向動作幅を指標とする場合に比べて d_{\max} を用いたほうが有効であることが示唆される。



(a) 健常者 2 名と片麻痺者 sub12 の
大腿部ベクトルの先端軌跡



(b) 健常者 2 名と片麻痺者 sub12 の 1 スト
ライド分の大腿部動作の x 軸方向動作幅と
d_max の比較

図 5.3 横方向動作幅で大きな差が見られた健常者 2 名の x 軸方向動作幅, d_max, および
大腿部ベクトル先端軌跡の比較

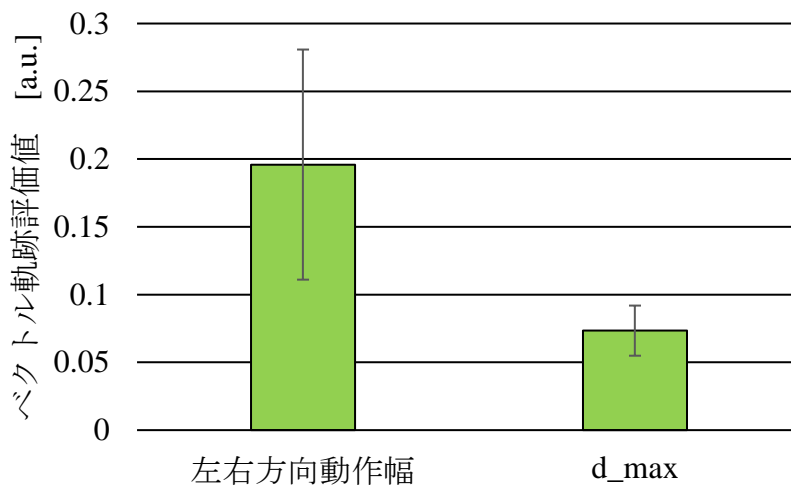


図 5.4 健常者 30 名, 60 脚分の x 軸方向動作幅と d_max の比較

5.4 片麻痺者の大腿部異常運動の検出における d_{\max} の利用可能性の検討

本節では、 d_{\max} を用いて、片麻痺被験者 14 名の歩行中の大腿部動作を対象に、大腿部異常動作の検出における d_{\max} の利用可能性を検討した。健常者の通常歩行の場合には、股関節はおよそ遊脚期と立脚期で屈曲伸展動作が切り替わることが知られている。片麻痺者でも同様に、遊脚期と立脚期で股関節動作、すなわち大腿部の運動が伸展方向から屈曲方向へ切り替わる。しかし、片麻痺者の場合、運動傾向や運動方向の切り替わりタイミングが健常者とは異なる可能性がある。特に麻痺側の場合、立脚期や遊脚期の長さ、歩行事象の発生タイミングといったタイミングに関連する指標が健常者と異なることから[48]、タイミングに関する異常検出も必要であると考えられる。そこで本研究では、5.2 節で述べた検出指標 d_{\max} を細分化し、立脚中の d_{\max} とそのタイミングをそれぞれ $d_{\text{stance_max}}$, $d_{\text{stance_max_t}}$ 、遊脚中の d_{\max} とそのタイミングを $d_{\text{swing_max}}$, $d_{\text{swing_max_t}}$ の 4 つの指標を検討した。これらの指標ではそれぞれ第 3 章に示した歩行事象判別法で判別した TO, IC でストライドを分け、IC から TO までを立脚期、TO から次のストライドの IC までを遊脚期とした。

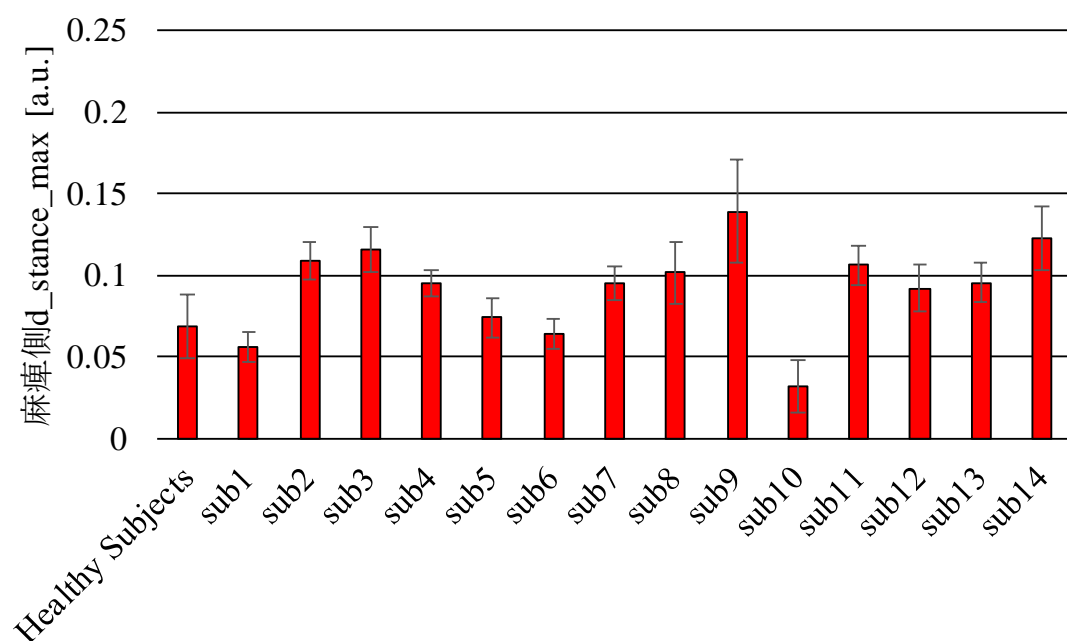
図 5.5、図 5.6 にそれぞれ麻痺側と非麻痺側の $d_{\text{stance_max}}$ と $d_{\text{swing_max}}$ を示す。図 5.5 (a) より、片麻痺被験者では個人差はあるが、健常者よりも $d_{\text{stance_max}}$ が大きくなる傾向が見られた。片麻痺者の大腿部および股関節の異常運動として、遊脚中に大腿部を弧を描くように動かすぶん回し運動が知られているが、図 5.5 の結果から遊脚期だけでなく立脚期においても、健常者と異なる運動を行っている傾向が確認された。また、図 5.5(b) から、遊脚期において sub1, sub5, sub6, sub10, sub13 では健常者平均とほとんど同じか健常者のエラーバー下端の値に近い $d_{\text{swing_max}}$ であった。一方、ほかの片麻痺被験者では健常者よりも $d_{\text{swing_max}}$ が大きくなった。したがってこれらの $d_{\text{swing_max}}$ の大きい被験者では遊脚中のぶんまわし運動が生じていたと考えられる。また、図 5.5(a), (b) 両方の結果から sub1, sub5, sub6, sub10 では立脚期・遊脚期ともに d_{\max} が健常者平均と同様の値もしくは小さい値であり、歩行中の大腿部動作は健常者同様直線状であり、主な運動方向に対して大腿部ベクトル先端軌跡の形状が膨らむような異常運動は発生していなかったと考えられる。一方、前述の 4 名以外の被験者 10 名では遊脚期、立脚期のどちらかもしくはその両方で大腿部先端軌跡のふくらみが健常者よりも大きくなっており、麻痺側大腿部で何らかの異常運動が発生していたと考えられる。次に、図 5.6 (a) を見ると、sub3, sub10, sub11 を除くほとんどの被験者で非麻痺側立脚期の d_{\max} は健常者と同等か健常者より小さい傾向がみられたことから、sub3, sub10, sub11 を除いた片麻痺者では、非麻痺側では大腿部ベクトル軌跡が膨らむような異常運動は発生しておらず、直線状の大腿部ベクトル先端軌跡を描くような運動をしていたと考えられる。また、図 5.6(b) から健常者と各片麻痺者を比べ

た場合、健常者と同程度もしくは健常者より小さい d_swing_max となる被験者と、健常者より d_swing_max が大きくなる傾向がみられる被験者に分かれる傾向が見られた。立脚期における大腿部ベクトルの先端軌跡の直線性が高いと判定された被験者と、ふくらんでいる形状が定量的に示された被験者については、非麻痺側立脚中に遊脚期となっている麻痺側の動作状況などほかのセグメントの動作計測結果と組み合わせて確認し、非麻痺側立脚期における運動傾向の違いについて考察する必要がある。

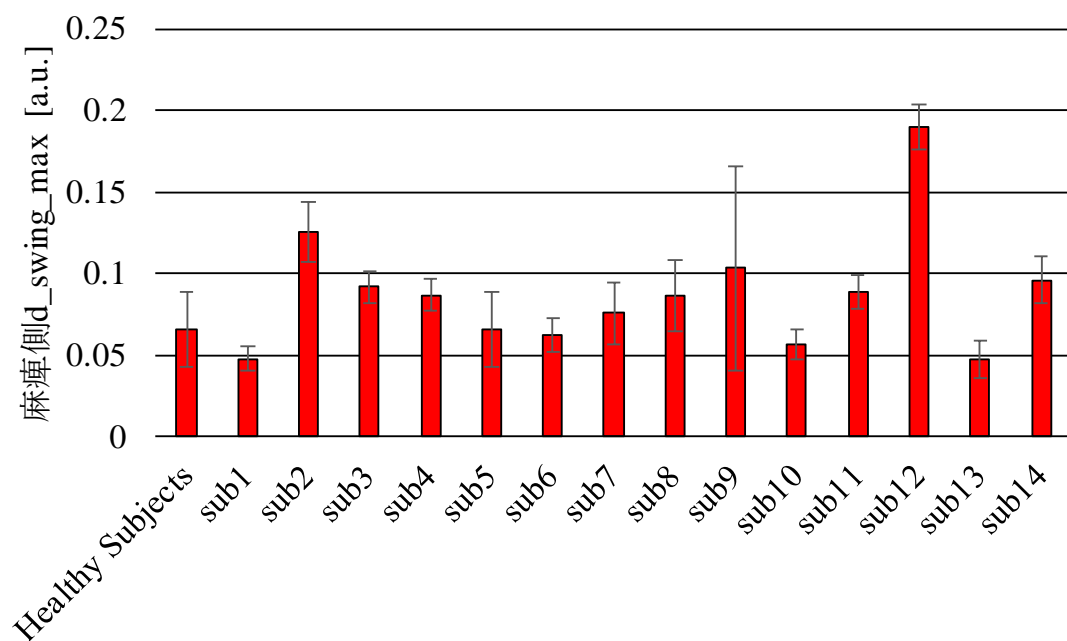
図 5.7, 図 5.8 に麻痺側と非麻痺側それぞれについて立脚期と遊脚期の d_max のタイミングを示す。図 5.7(a)より、立脚期において $d_stance_max_t$ に被験者間でばらつきがみられる。このことから、片麻痺者の歩行では個人ごとに立脚期で d が最大となるのタイミングが異なると言える。また、sub3, sub7, sub10, sub13 以外の 10 名の片麻痺被験者では、同一被験者内でのストライド間のばらつきも大きくなっていることから、10 名の片麻痺被験者では歩行中における大腿部動作が 1 ストライドごとに異なる動作になっていると考えられる。また、sub5, sub7, sub10, sub13 では、健常者と比べて早いタイミングで d が最大となっている。さらに、図 5.7(b)より、遊脚期において d 値が最大となるタイミングは、立脚期の $d_stance_max_t$ に比べて同一被験者内でのばらつきが小さいことが分かる。立脚期でのばらつきが大きいことから、立脚中の運動が安定していないことがわかる。立脚中の運動にばらつきが見られた原因として、今回計測した被験者らでは麻痺側への荷重が適切に行えなかったことによるふらつきの影響も考えられる。一方、図 5.8 に示した非麻痺側についても、麻痺側同様に、 d 最大タイミングの同一被験者内でのばらつきが遊脚期よりも立脚期で大きかった。また、sub4, sub9, sub12, sub13, sub14 では健常者よりも $d_stance_max_t$ が早い傾向が見られ、 $d_stance_max_t$ を用いた、異常運動が大きくなるタイミングの評価も異常判別に有効である可能性が示唆された。しかし、図 5.6 に示したように sub3, sub10, sub11 を除くほとんどの被験者で d_stance の平均自体は健常者と大きな差は見られず、非麻痺側の動作は比較的直線状に近い動作であることが示唆されている。このことから、図 5.8 で $d_stance_max_t$ がばらついた原因としては、麻痺側の代償動作の影響も考えられるが、 d_max 自体が小さく、立脚中の d 値の変動が小さいため、 d 最大タイミングが容易にばらついてしまう可能性が推察される。

このように、片麻痺者一人一人の d_stance_max , d_swing_max , $d_stance_max_t$, $d_swing_max_t$ を算出し、それぞれの指標における健常者平均と比較することで、遊脚期、立脚期における大腿部運動の異常運動を検出可能であることが示唆される。しかし、 $d_stance_max_t$, $d_swing_max_t$ に関しては、健常者のように軌跡の形状が直線状であり、 d 値が常に微小な値を推移していた場合、微小な変化によって最大値と最大タイミングを検出してしまうため、 d 値が最大となるタイミングがばらつく可能性がある。したがって d_swing_max , d_stance_max の大きい被験者において、歩行中にふくらみが発生しやすいタイミングの健常者との違いを検出する上では有用であるが、 d_swing_max , d_stance_max が小さく、健常者平均と同程度もしくは健常者平均よりも小さい被験者に対してはタイミン

グの違いが歩行動作の違いに関係しているとは限らないことに留意すべきである。したがって、本章では指標として d_{\max} に関する指標を 2 つ、そのタイミングに関する指標を 2 つと合計 4 指標を検討したが、それぞれ独立に確認するのではなく、複合的に指標を使用し、大腿部運動の状態を正確に把握し、異常を検出する必要があると考えられる。

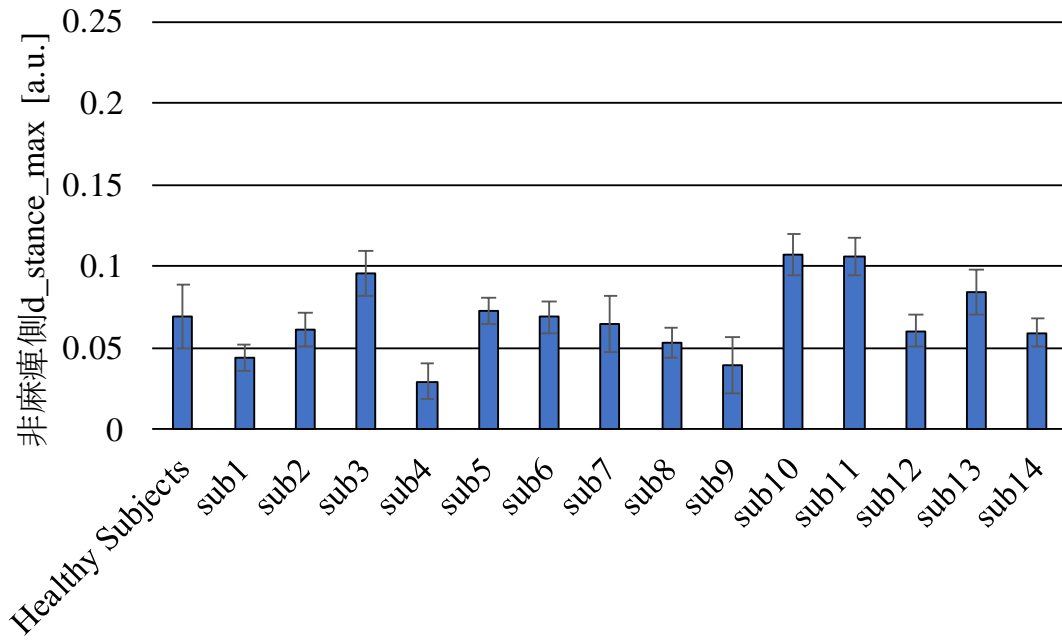


(a) 麻痺側立脚期における d_max の比較

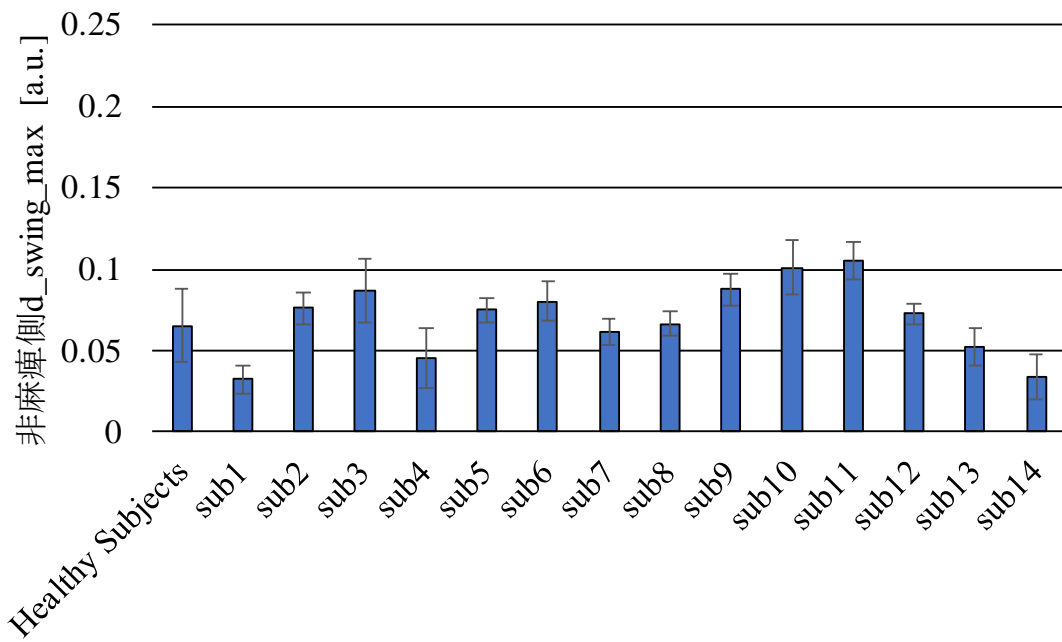


(b) 麻痺側遊脚期における d_max の比較

図 5.5 麻痺側立脚期・遊脚期における d 値の比較

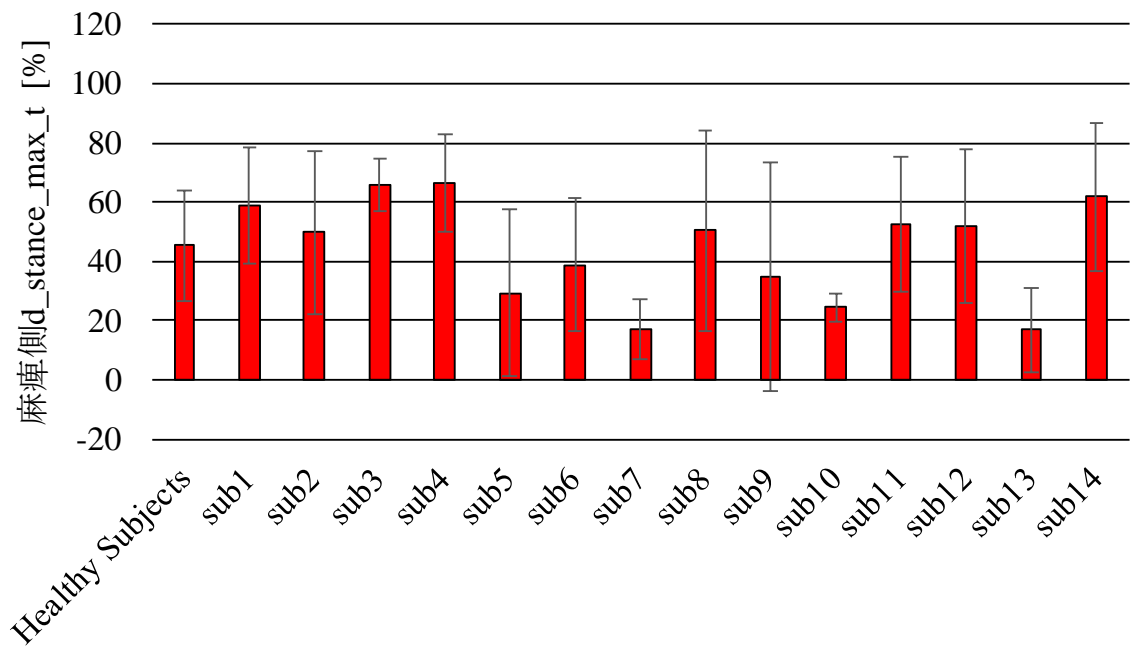


(a) 非麻痺側立脚期における d_max の比較

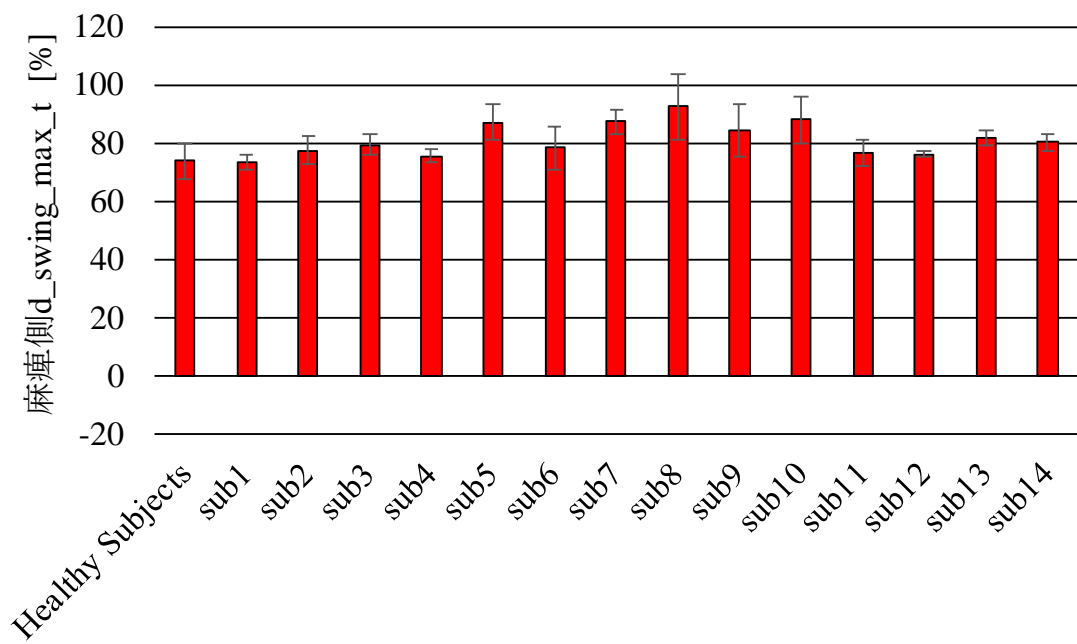


(b) 非麻痺側遊脚期における d_max の比較

図 5.6 非麻痺側立脚期・遊脚期における d 値の比較

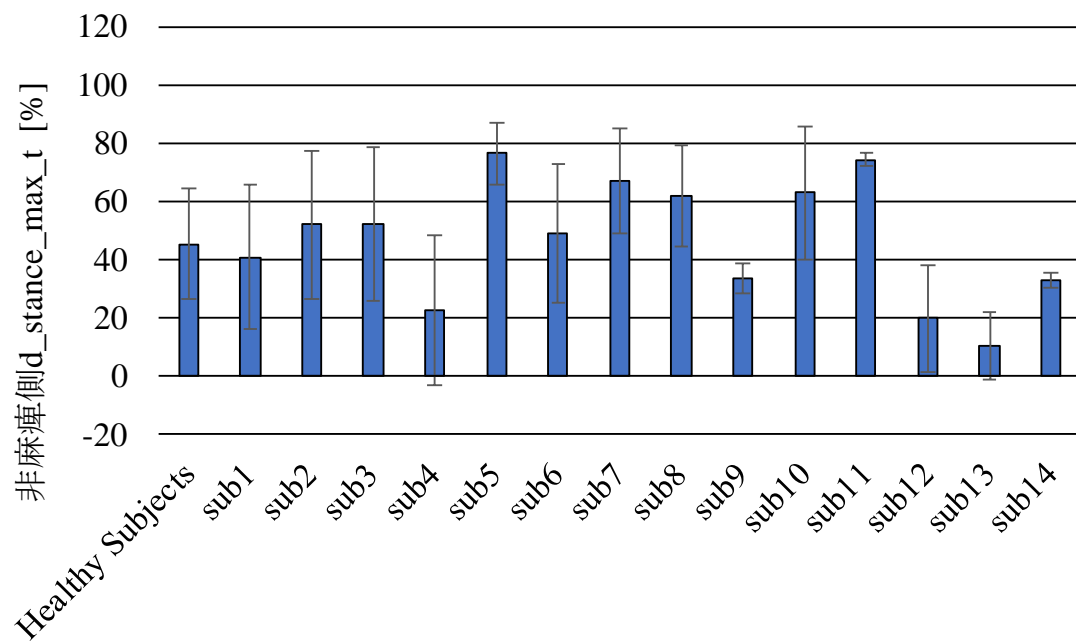


(a) 麻痺側立脚期における d_stance_max_t の比較

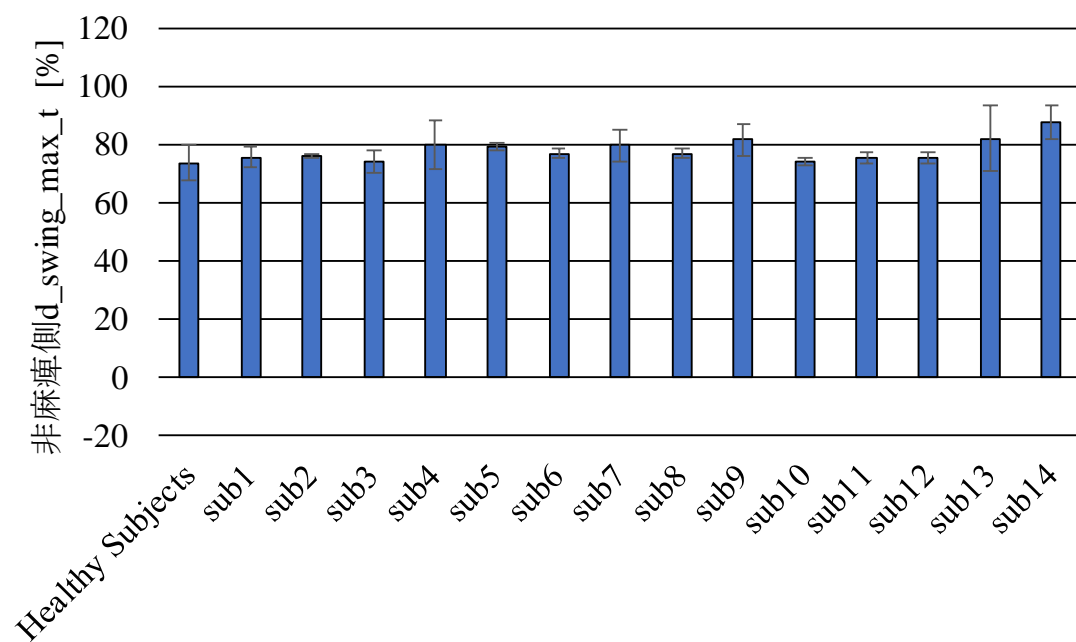


(b) 麻痺側遊脚期における d_swing_max_t の比較

図 5.7 麻痺側立脚期・遊脚期における d 最大タイミングの比較



(a) 非麻痺側立脚期における d_stance_max_t の比較



(b) 非麻痺側遊脚期における d_swing_max_t の比較

図 5.8 非麻痺側立脚期・遊脚期における d 最大タイミングの比較

5.5 まとめ

本章では臨床現場での利便性を重視し、座標系の校正が不要な大腿部 3 次元異常運動の検出指標を検討した。まず、主な運動方向の定義として 1 ストライドのベクトル軌跡に対して補助線を引き、主な運動方向に対するふくらみを補助線とベクトル軌跡の各点との距離 d を求めることで定量化し、その最大値である d_{\max} を異常運動検出のための指標として利用することを提案した。最初に、 d_{\max} の有効性を健常者の歩行データで検証し、ベクトル軌跡の左右方向動作を適切に定量化できることを確認した。次に、歩行中の大腿部の異常動作を検出する指標として、 d_{\max} に関連する指標である $d_{\text{stance_max}}$, $d_{\text{swing_max}}$, $d_{\text{stance_max_t}}$, $d_{\text{swing_max_t}}$ を提案し、健常者と片麻痺者と比較を行い、健常者との運動の違いをとらえられたことから、これらの指標が大腿部の異常運動検出に利用可能であることが示唆された。また、タイミングに関連する指標については、軌跡の形状が直線状であった場合指標の示す意味が異なる可能性があることから、単独の指標として使用するのではなく、他の指標と組み合わせたうえで異常検出に使用する必要があることが示唆された。

第6章 異常運動検出法の提案

6.1 はじめに

第3章と第5章では、片麻痺者の歩行中の異常運動を検出するための指標として、足部運動に関して2種類、大腿部運動に関して4種類を提案し、異常運動検出に使用できる可能性があることを示してきた。いずれも単一の指標だけでは異常運動の検出は不十分であることから、本章では、複数の検出指標を利用した異常運動検出法の枠組みを検討する。足部の異常運動の検出を対象に、方法の説明を6.2節で述べる。また、提案した検出法を用いて、片麻痺者の歩行時の足部運動の異常検出を試みた結果を6.3節で述べ、6.4節では考察を述べる。6.5節は本章のまとめである。

6.2 立脚初期の足部 3 次元異常運動の検出法の提案

足部の異常運動の検出法は、3 章で検討した検出指標を利用し、IC 時矢状面傾斜角度と FF_s 時前額面傾斜角度を検出軸として設定し、各検出軸に健常範囲を設定して、その範囲から外れた場合を異常運動であるとして検出する方法である。2 つの検出軸の場合の健常範囲のイメージを図 6.1 に示す。

健常範囲は、健常者群の歩行データから統計的に決定する。まず、健常被験者群の IC 時矢状面傾斜角度や FF_s 時前額面傾斜角度の 75 パーセンタイルと 25 パーセンタイルを算出する。75 パーセンタイル、25 パーセンタイルとは、それぞれの集合の値を小さい順に並べた場合、最小値から集合の個数のうちの 4 分の 1 が含まれる値、4 分の 3 が含まれる値となる。次に、75 パーセンタイルと 25 パーセンタイルの差 (Interquartile Range; IQR) を算出し、75 パーセンタイルに IQR を足した値を健常範囲の上限値、25 パーセンタイル値から IQR を引いた値を健常範囲の下限値とした。統計学的に、このように算出した範囲には IC 時矢状面傾斜角度や FF_s 時前額面傾斜角度それぞれの健常者データの 95%が含まれている[77]。

第 3 章で計測した健常者 30 名の歩行時の足部傾斜角度データから健常範囲を算出した結果、IC 時矢状面傾斜角度の健常範囲下限値は 11.89 deg、上限値は 37.16 deg となった。また、FF_s 時前額面傾斜角度の健常範囲下限値は -1.36 deg、上限値は 1.70 deg となった。決定した健常範囲と健常者の全解析対象ストライド 1669 歩分の足部傾斜角度データの x 軸を FF_s 時前額面傾斜角度、y 軸を IC 時足部矢状面傾斜角度とした 2 次元座標系へのプロットを図 6.2 に示す。解析した 1669 ストライドのうち、5.15 %が健常範囲外と判定されたが、理論値よりも健常圏外の割合が少ない結果となり、健常者のプロット群の分布のばらつきが小さかった。また、健常者 30 名 60 脚分の健常範囲外割合を算出した結果、2 名の片足、合計 2 脚のデータにおいて健常範囲外割合が 90%を超える結果となった。この 2 脚について、各ストライドと健常範囲との関係を図 6.3 に示す。

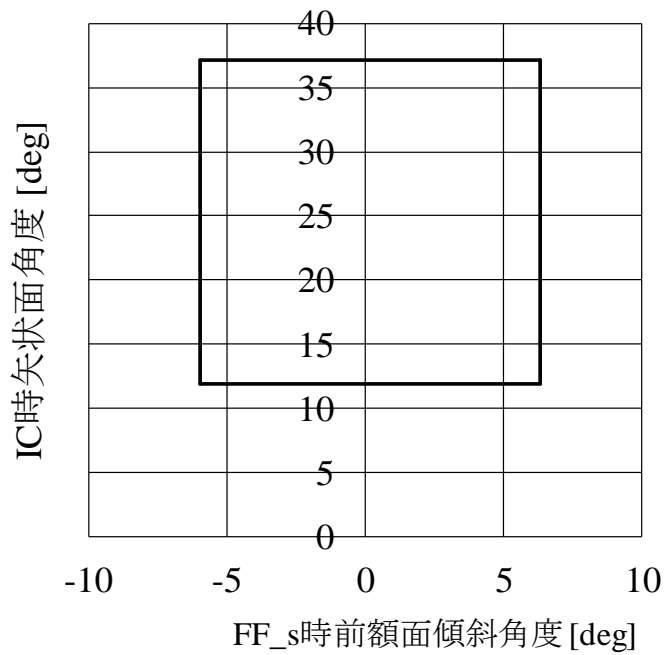


図 6.1 足部異常運動検出のために設定した健常範囲

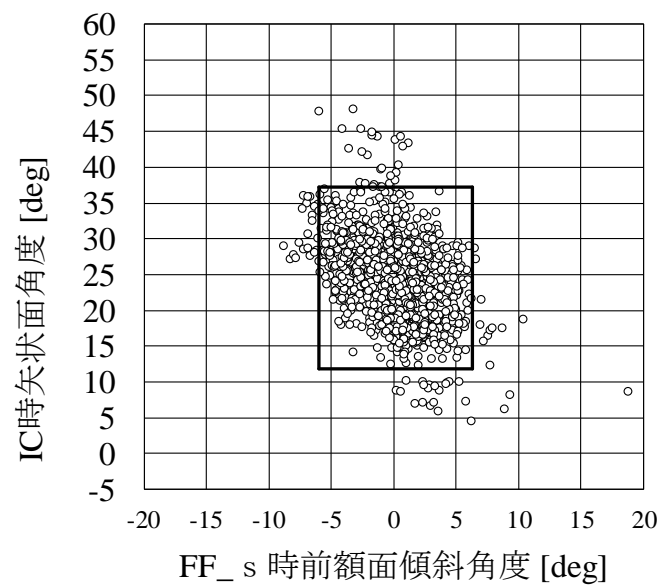


図 6.2 健常範囲と健常者 1669 ストライドの 2 次元平面プロット

実線で囲まれた範囲が健常範囲であり、縦軸と横軸はそれぞれ IC 時矢状面傾斜角度、FF_s 時前額面傾斜角度を示す。縦軸と横軸のスケールが大きく異なることに注意が必要である。

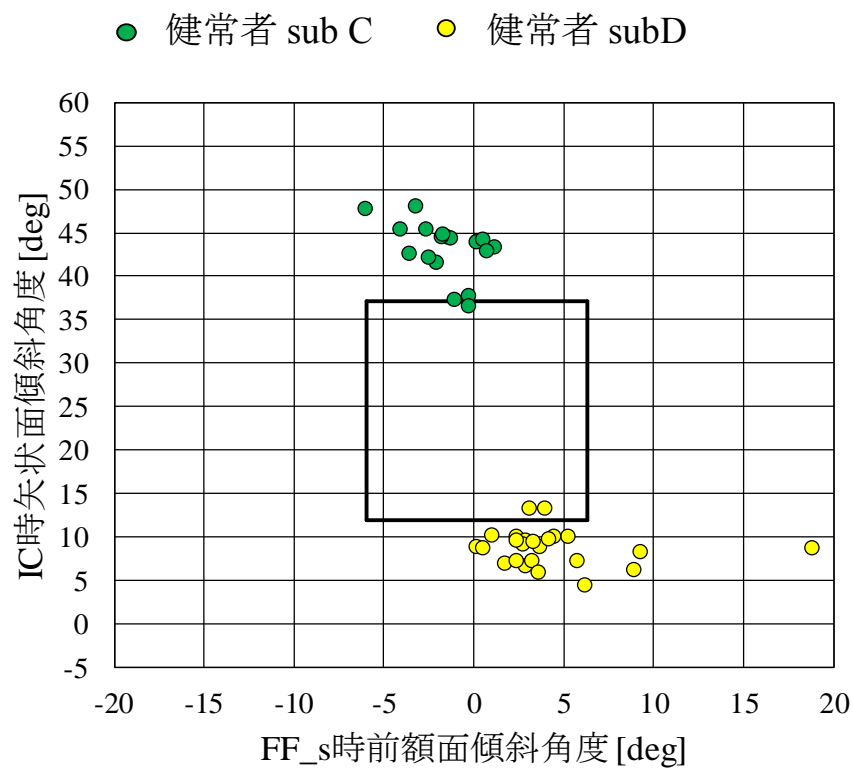


図 6.3 健常範囲外割合の大きかった健常者の 2 脚の健常範囲との関係
 健常範囲外が 50% を超えて高かった健常被験者 2 脚のデータを示す. それぞれ別の
 健常者の片足ずつのデータである.

このように決定した健常範囲の内部に、検出対象とする片麻痺者のストライドの FF_s 時前額面傾斜角度と IC 時矢状面傾斜角度がプロットされた場合、そのストライドでは前額面と矢状面両方の運動が健常者と同様であり、各面における立脚初期の異常運動は発生していないと考えられる。一方、健常範囲外にプロットされた場合、IC 時矢状面傾斜角度、FF_s 時前額面傾斜角度のどちらか、もしくはその両方が健常者とは異なる傾向にあると判定され、異常運動を起こしていると検出される。FF_s 時前額面傾斜角度が異常であった場合には、x 軸方向にプロットが逸脱し、IC 時矢状面傾斜角度が異常であった場合は y 軸方向にプロットが逸脱する。また、逸脱方向によって、例えば足部が内反方向に傾斜していたのか外反方向に傾斜していたのか、また背屈方向の傾斜が足りず下垂足の疑いがあるのかを図 6.2 から容易に確認できる。このように、被験者ごとに歩行計測結果をプロットすることで各被験者の健常者と比較した場合の運動傾向を直感的にとらえやすくなる。

また、検出対象となるストライドのうち、IC 時矢状面傾斜角度、FF_s 時前額面傾斜角度が同時に健常範囲に入らなかった割合を健常範囲外割合とした。健常範囲外割合では、IC 時矢状面傾斜角度と FF_s 時前額面傾斜角度のどちらかが異常であることを検出した割合を表している。したがって、異常運動が発生する頻度が高い場合は健常範囲外割合も高くなり、健常者に近い運動をしているが、時折運動の不安定性によって健常範囲を逸脱してしまうような被験者では健常範囲外割合は低くなる。このように、2 次元平面における健常範囲外割合を用いることで、片麻痺者の歩行中の足部動作の異常運動発生のおぼつきを含め、2 つの指標における異常運動の発生状況を把握できる。

健常者 30 名、60 脚の歩行データから健常範囲を算出した結果、全 1669 ストライドのうち 5.15%が健常範囲外となった。また、60 脚のうち 2 脚、割合にして 3.33 %が、解析対象となるストライドの 90%以上で健常範囲外となった。健常範囲外割合が高かった 2 例の 2 次元平面内プロットを図 6.3 に示す。subC では主に IC 時矢状面傾斜角度が上限より背屈方向に大きいため健常範囲外割合が大きくなっている。一方 subD では IC 時矢状面傾斜角度が背屈方向に小さい傾向があり、また FF_s 時前額面傾斜角度が外反方向に小さい傾向が確認された。このように健常者であっても健常範囲外から逸脱する例が発生した原因は、健常範囲を統計的に各指標の 95%が範囲内に収まるように設定したためであり、逸脱した割合も統計的に妥当な結果であると考えられる。したがって、本章では図 6.1 に示した健常範囲を用いて片麻痺者の足部運動における 2 つの異常検出指標を用いた統合的な異常運動検出を検討する。

6.3 提案法を用いた片麻痺者の足部異常運動の検出

第3章で計測した片麻痺者14名の歩行時の足部傾斜角度データを用いて、各被験者の麻痺側・非麻痺側それぞれにおける健常範囲外割合を算出した。麻痺側・非麻痺側の健常範囲外割合の算出結果を図6.4、図6.5に示す。図6.4から、片麻痺者の麻痺側での健常範囲外割合は、sub4, sub10, sub12, sub14では非常に低い、もしくは計測ストライドのすべてが健常範囲内に入っていることがわかる。一方、他の被験者では健常範囲外割合が非常に高く、特にsub1, sub2, sub3, sub5, sub9, sub11では計測されたすべてのストライドが健常範囲外に存在する結果となった。また、図6.5から、麻痺の生じていない非麻痺側においても、sub1, sub7, sub8, sub11, sub13では健常範囲外割合が非常に高く、sub1とsub13では解析した全ストライドが健常範囲外にある結果となった。一方、sub2, sub10, sub12, sub14ではほぼすべてのストライドが健常範囲内に存在する結果であった。

次に、被験者14名分の麻痺側と非麻痺側の2次元プロットを図6.6に示す。図6.6を確認すると、多くの被験者では麻痺側足部のプロットが左下に偏っており、FF_s時前額面傾斜角度が内反方向に大きい傾斜であり、IC時矢状面傾斜角度の背屈方向への傾斜が不十分である傾向がある。しかし、sub11ではプロットが全体的に右下に偏っており、FF_s時前額面傾斜角度が外反方向に傾斜気味であり、かつIC時矢状面傾斜角度が不十分であることが確認できる。また、sub5やsub7, sub8ではほかの被験者に比べてプロットの分散が広く、1ストライドずつの動作再現性が低い可能性が読み取れる。また、各被験者の非麻痺側のプロットでは、sub4やsub7, sub13では広い範囲にプロットが分布しており、ストライドごとの動作再現性が他の被験者に比べて低い傾向にあることが読み取れる。また、全ストライドが健常範囲外にプロットされる結果となったsub1では、IC時の背屈方向への矢状面傾斜が不十分であり、かつFF_s時の内反方向への前額面傾斜角度が大きい傾向にあることが確認できる。

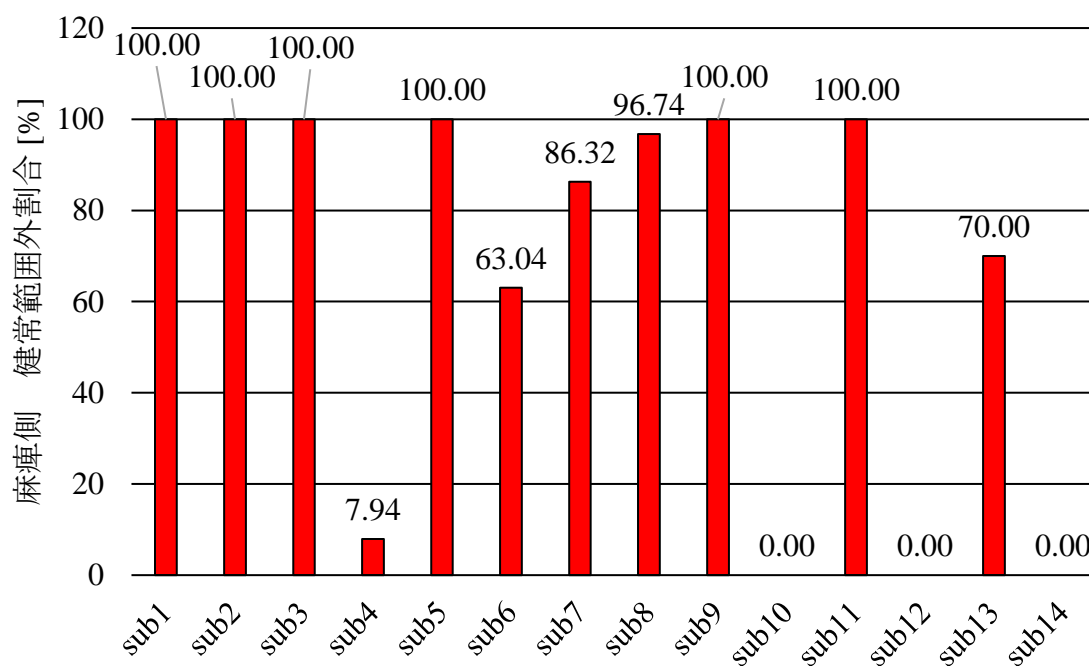


図 6.4 片麻痺者 14 名の麻痺側における健常範囲外割合

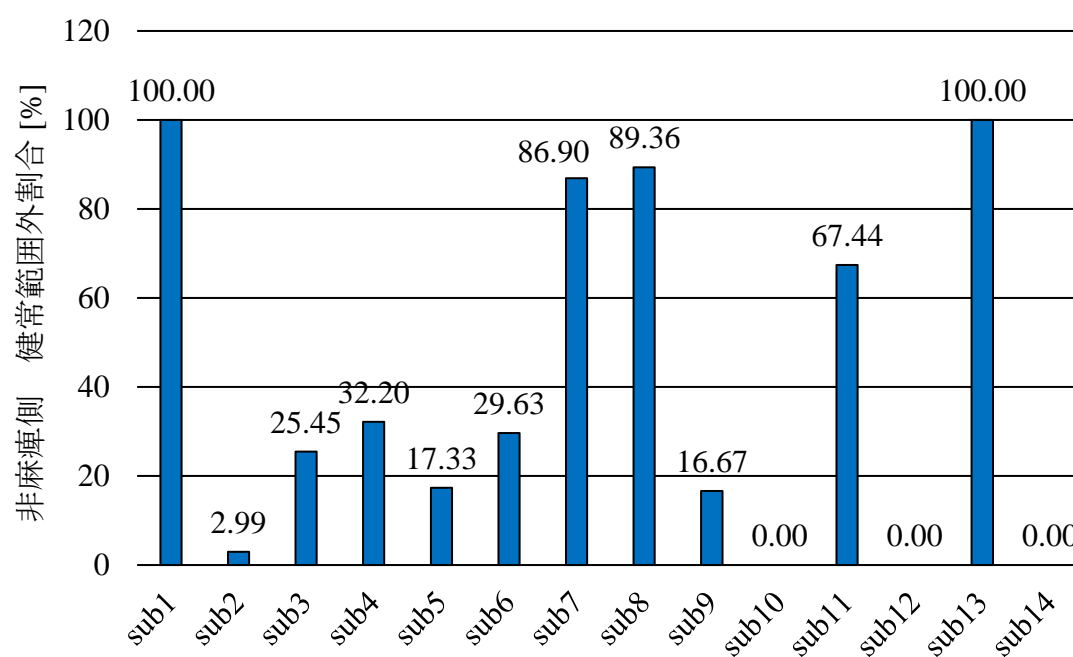
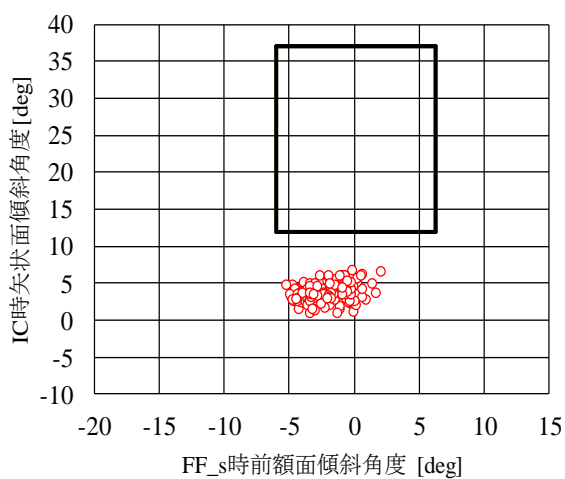
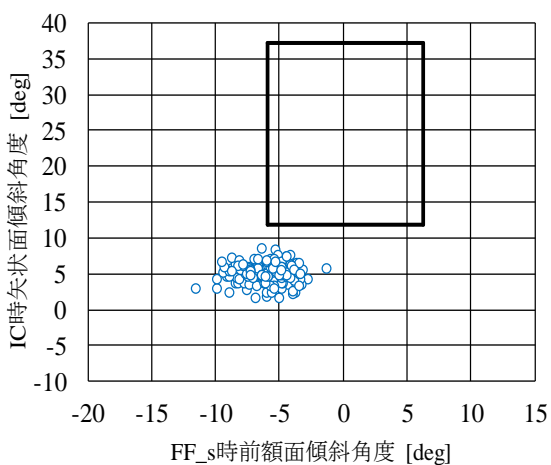


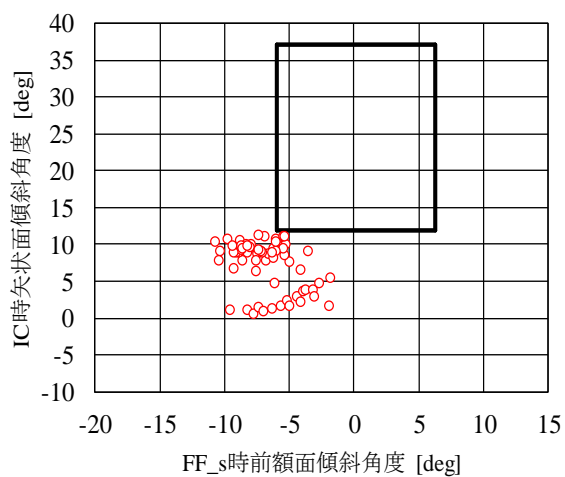
図 6.5 片麻痺者 14 名の非麻痺側における健常範囲外割合



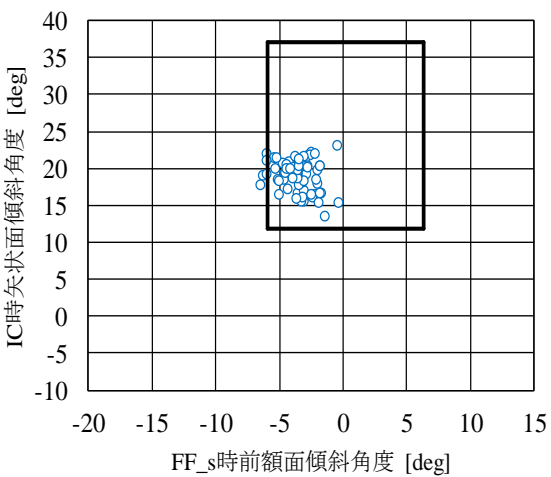
(a-1) sub1 麻痺側



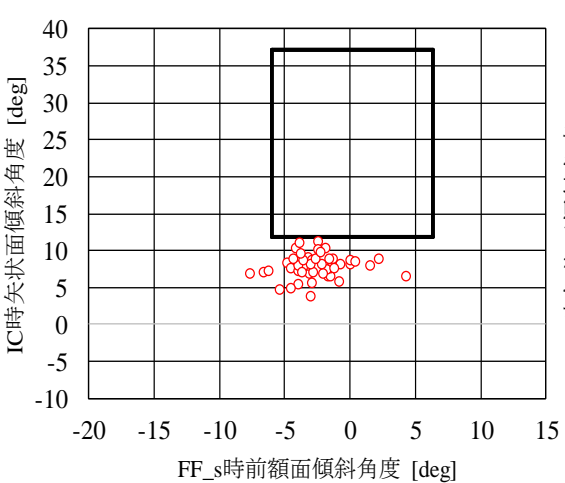
(a-2) sub1 非麻痺側



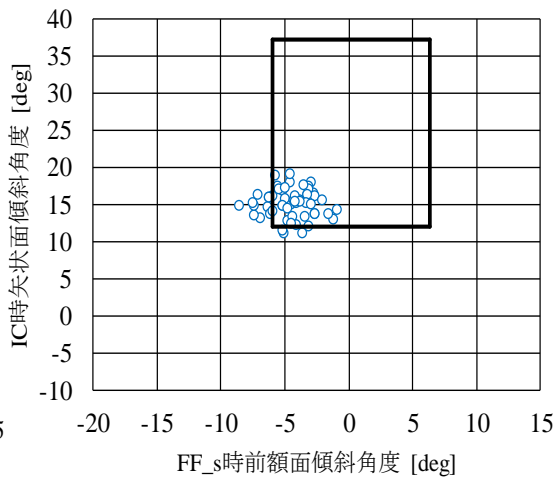
(b-1) sub2 麻痺側



(b-2) sub2 非麻痺側

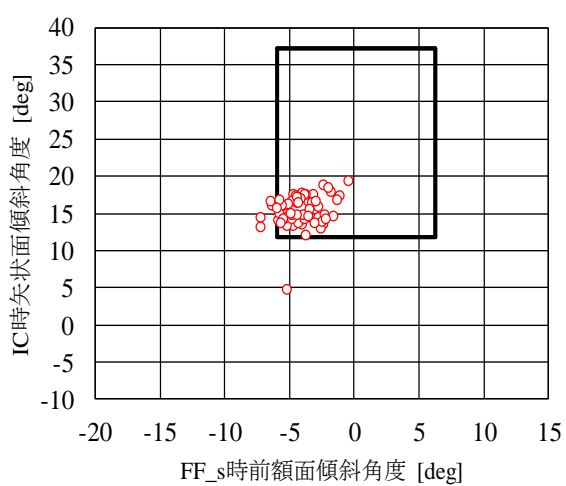


(c-1) sub3 麻痺側

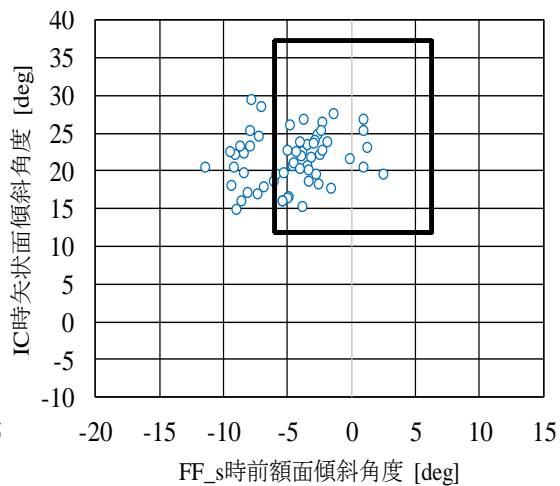


(c-2) sub3 非麻痺側

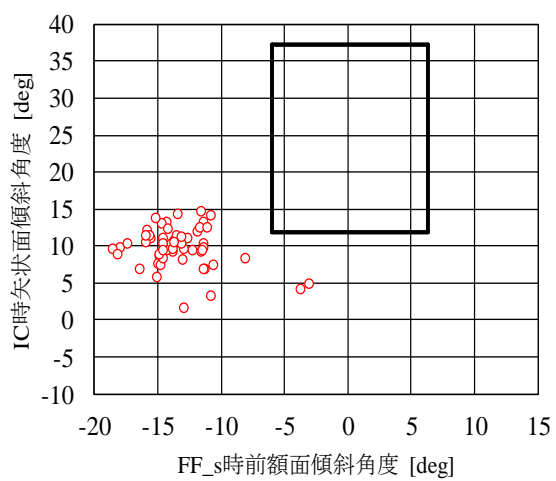
図 6.6 片麻痺者 14 名の麻痺側足部異常運動検出指標の 2 次元プロット



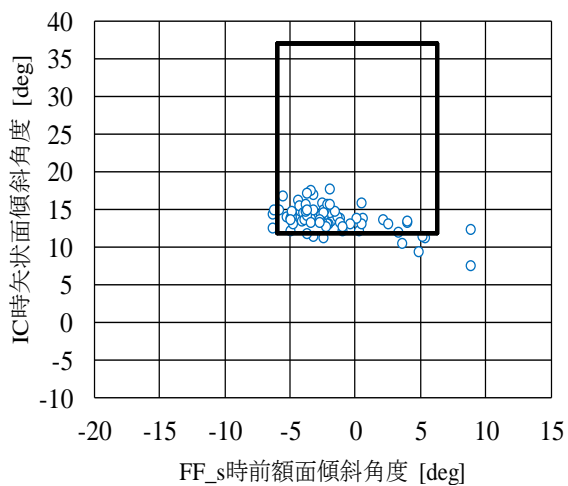
(d-1) sub4 麻痺側



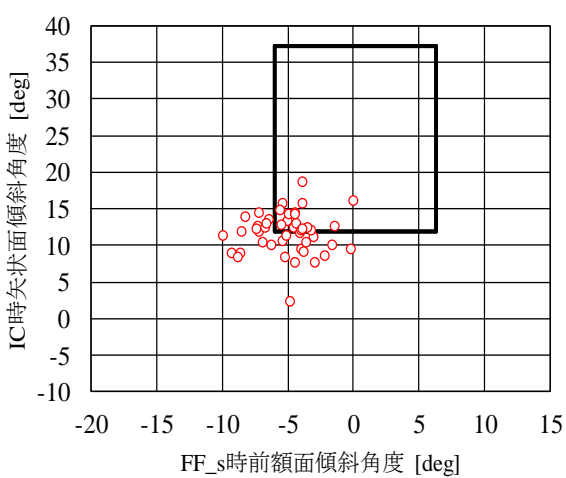
(d-2) sub4 非麻痺側



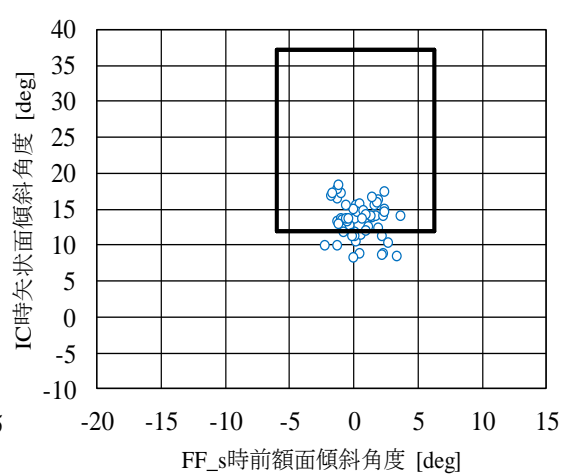
(e-1) sub5 麻痺側



(e-2) sub5 非麻痺側

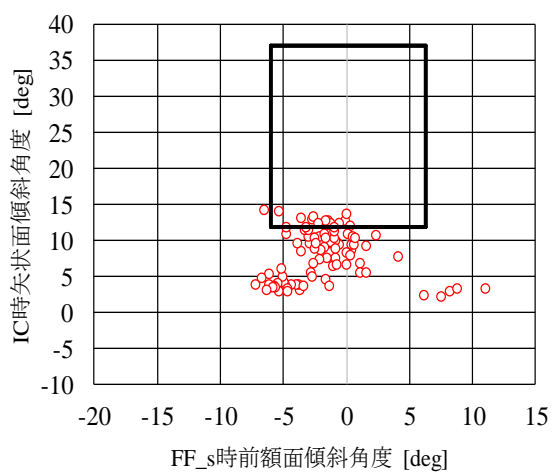


(f-1) sub6 麻痺側

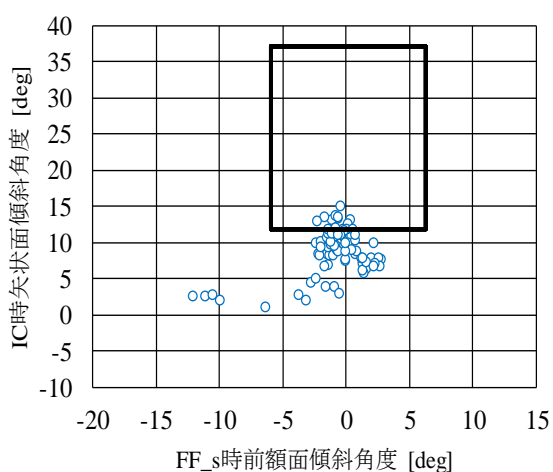


(c-2) sub6 非麻痺側

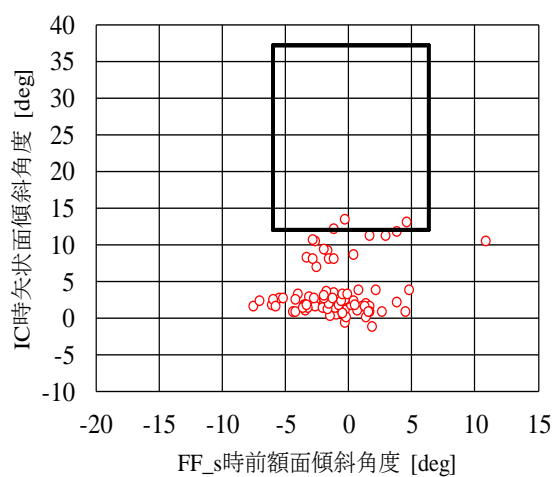
図 6.6 続き



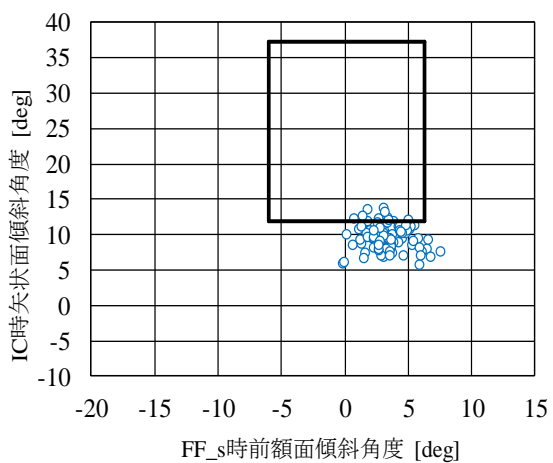
(g-1) sub7 麻痺側



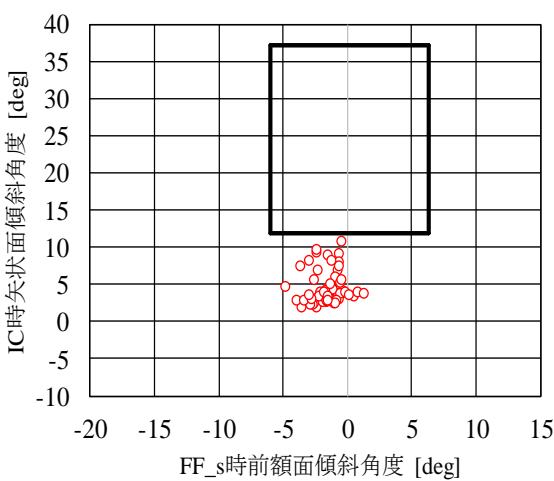
(g-2) sub7 非麻痺側



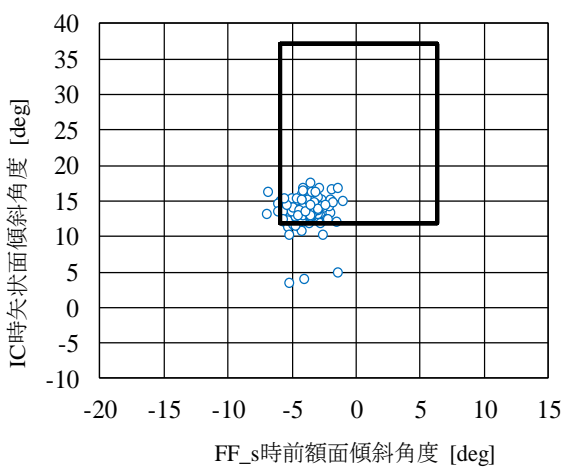
(h-1) sub8 麻痺側



(h-2) sub8 非麻痺側

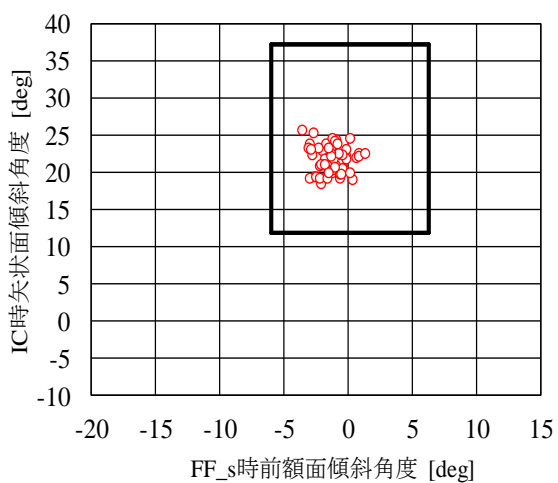


(i-1) sub9 麻痺側

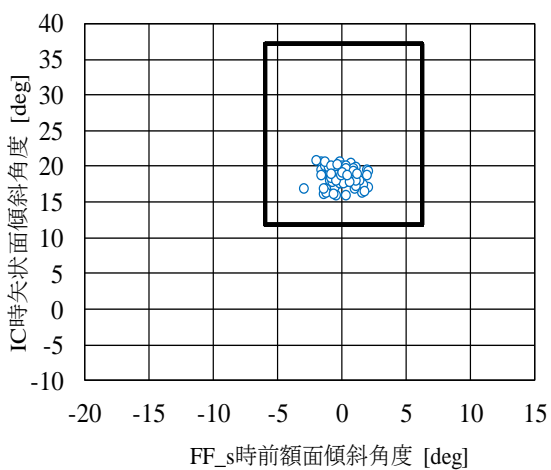


(i-2) sub9 非麻痺側

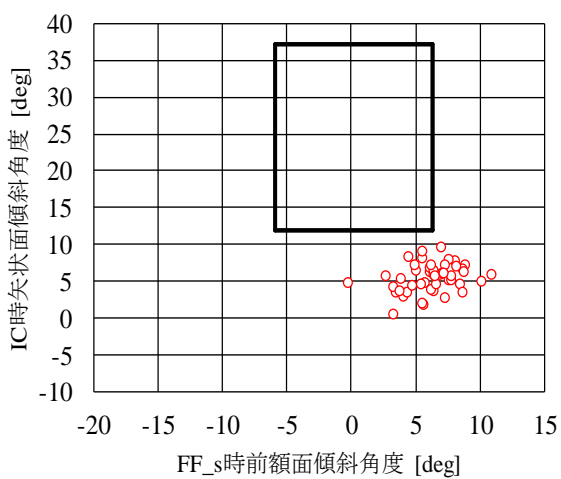
図 6.6 続き



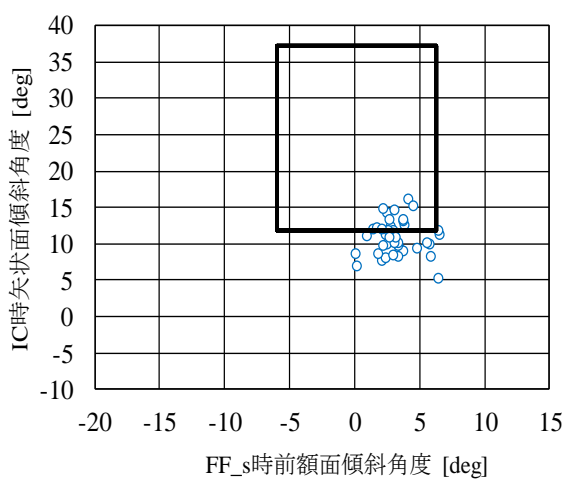
(j-1) sub10 麻痺側



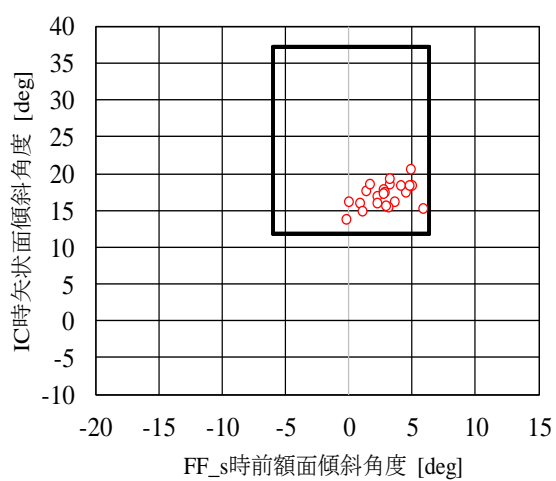
(j-2) sub10 非麻痺側



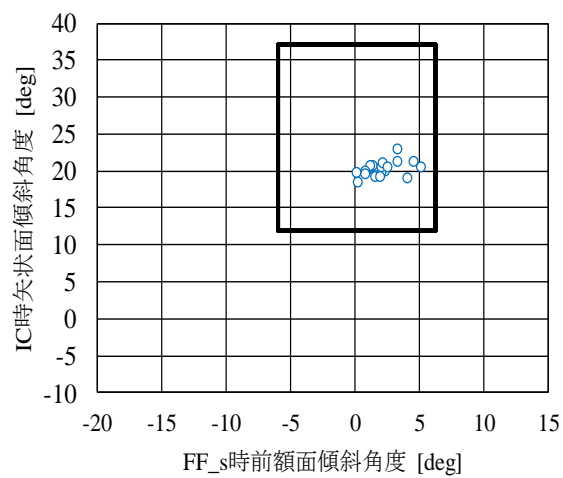
(k-1) sub11 麻痺側



(k-2) sub11 非麻痺側

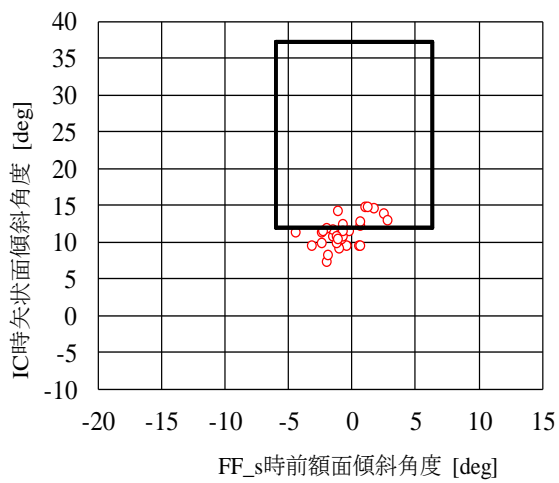


(l-1) sub12 麻痺側

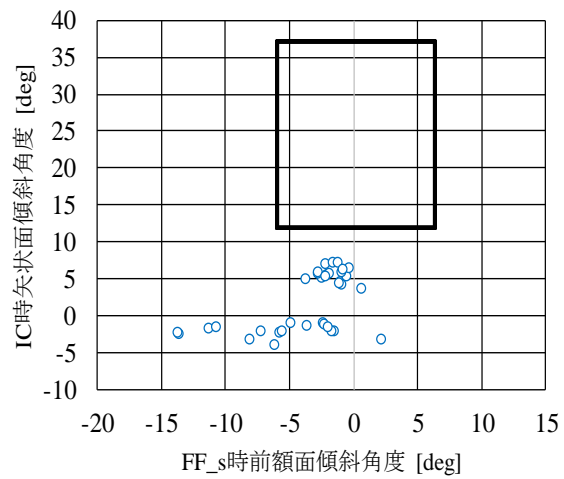


(l-2) sub12 非麻痺側

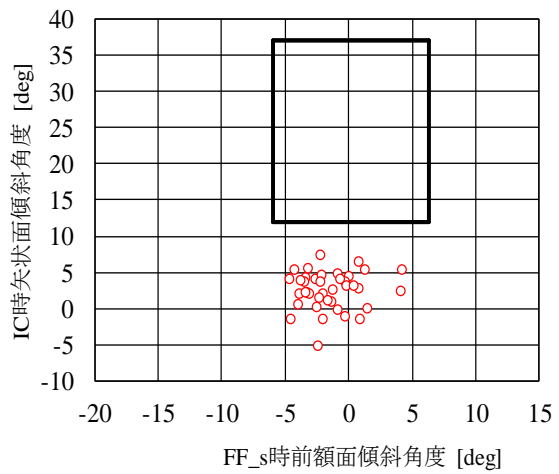
図 6.6 続き



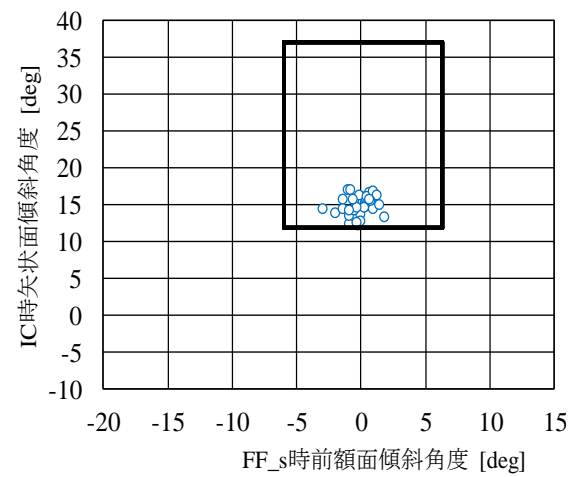
(m-1) sub13 麻痺側



(m-2) sub13 非麻痺側



(n-1) sub14 麻痺側



(n-2) sub14 非麻痺側

図 6.6 続き

6.4 考察

図 6.4 で健常範囲外の割合を示した結果から、麻痺側では健常範囲外割合が高くなる傾向があり、全てのストライドが健常範囲外にプロットされた被験者も確認された。健常範囲外割合の高い片麻痺者の足部 3 次元運動の傾向を図 6.6 から確認すると、多くの被験者で IC 時の矢状面傾斜角度が不十分であり、かつ FF_s 時前額面傾斜角度が内反方向に大きい傾向が見られた。これは、図 6.3 に示した、健常者における健常範囲外割合が高い例とは異なる傾向であり、片麻痺者の足部運動は、健常範囲から外れた健常者とも異なる傾向にあることがわかる。一方、sub11 では逆に FF_s 時前額面傾斜角度が外反方向に大きくなっており、ほかの被験者とは異なる動作を行っていることが確認された。また、sub7 では、プロットがばらついていることが確認できる。以上のことから、麻痺側の健常範囲の逸脱要因は被験者ごとに異なっていることが確認された。逸脱を矯正するためには前額面傾斜角度と矢状面傾斜角度のどちらに対処すればよいのか、もしくは両方に対処すべきなのか、さらに角度だけでなく運動のばらつきにも対処しなければならないのかは個人ごとに異なることから、提案法による健常範囲外割合、ならびに図 6.6 のようなプロットは異常の発生状況を個人ごとに定量的かつ直感的に把握する上で有効になると期待される。

非麻痺側では、図 6.5 から麻痺側よりは全体的に健常範囲外割合は少ない傾向にあるものの、50%以上が健常範囲外となる被験者が多く見られた。このことから、一部の片麻痺者では、麻痺側ではなく非麻痺側でも、健常者の運動から逸脱した異常が頻繁に発生する場合があることが示された。図 6.6 を確認すると、健常範囲外割合の高い被験者では、健常範囲からの逸脱要因がさまざまであることが確認できた。非麻痺側でも背屈方向の傾斜が不十分であった被験者については、加齢や運動不足による筋力低下によって背屈関連筋が弱っている可能性も考えられる。麻痺側については AFO によって着床時の運動は補助されているが、非麻痺側では背屈方向への傾斜角度の評価や異常が検出された場合の介入はされていないため、非麻痺側の異常運動の検出も重要になると考えられる。

一方、sub3 や sub4 の非麻痺側では、FF_s 時前額面傾斜角度が内反方向に大きいため健常範囲から逸脱する傾向にある。麻痺が発生しておらず、足関節の運動機能自体に大きな問題がないと考えられる非麻痺側で、なぜ足部前額面傾斜角度の異常が生じているのかは、本章での結果のみから特定することは難しい。例えば、原因の一つとして、麻痺側股関節のぶん回し運動や骨盤挙上は片麻痺者にしばしばみられる異常運動であるが[72]、麻痺側でこのような動作が起きた場合、図 6.7 のように身体全体が非麻痺側に傾いてしまう場合が考えられる。図 6.7 のような状態が麻痺側 FF_s 付近で発生した場合、非麻痺側の前額面の足部運動に異常が現れる可能性が考えられる。このような場合、非麻痺側立脚期において大腿部・下腿部及び足部の下肢全体の動作に麻痺側の異常動作の影響が出る可能性がある。したがって、本章で提案した複数の指標を組み合わせることで異常を検出する方法を利用し、第 5 章で述べた大腿部異常運動に関する指標のような他の部位の運動異常の検出指標と組み合わせ

ることで、上部セグメントとの統合評価を実施することで関連性を確認できる可能性が考えられる。

また、sub13 の非麻痺側では、比較的プロットの分散が小さい被験者とは異なり、前額面傾斜角度のばらつきが他の被験者より大きく、非麻痺側であるにも関わらず歩行中の足部動作が安定していないことが示された。歩行における動作のばらつきは転倒リスクと関係していることが健常者を対象とした先行研究で示されており[69, 70, 71], sub13 のように非麻痺側でも接地時の足部運動のばらつきが大きい場合、転倒リスクが高く、安全性に問題のある歩行となっている可能性も考えられる。

本論文では、健常範囲を基準として異常運動の検出を行っており、異常ストライド群がどの程度ばらついているのかを定量的に検出したわけではない。図 6.6 のようにプロットから視覚的に分散をとらえることは可能であるが、分散の大きさや分散方向を定量的に検出することで、よりわかりやすく被験者の異常運動の状態を把握できると考えられる。今後の課題として、2次元平面内での分散の大きさや方向も定量評価し、ストライドのばらつきも含めた歩行運動全体としての異常を検出する方法の構築が必要であると考えられる。

また、図 6.3 と図 6.6 に示した健常範囲外割合が高い健常者 2 例のプロットと、片麻痺被験者らのプロットを比較すると、両者とも四角形の健常範囲から逸脱しているが、逸脱方向が異なっていることがわかる。図 6.3 に示した健常者における健常範囲外逸脱例では、subC は IC 時矢状面傾斜角度が背屈方向に大きくなっているため健常範囲から逸脱する結果となっている。また、subD では IC 時矢状面傾斜角度の背屈方向への傾斜が小さい傾向があるが、多くの片麻痺被験者とは異なり、FF_s 時前額面傾斜角度が外反方向に大きくなる傾向がある。このことから、健常範囲から逸脱している被験者において、健常者に近い方向に逸脱しており、歩行に大きく問題がない可能性がある場合と、健常者には見られない方向へ逸脱している場合が見られることがわかる。図 6.6 (k-1), (k-2) に示した sub11 の麻痺側・非麻痺側のプロットは図 6.3 における subD プロット状況に類似しており、健常範囲外割合は高いが、歩行に問題があるのか、健常者である subD 異なる動作なのか詳しく検証する必要がある。このように、本章では四角形の健常範囲から逸脱しているか否かで異常運動を判別したが、健常範囲から逸脱したストライドのプロットされた方向や健常範囲からの逸脱量にも運動評価において意味がある可能性がある。このような逸脱方向や逸脱量を定量指標とすることで、より詳細に異常運動の発生状況を把握できる可能性がある。この場合、異常であるか正常であるかの二値判別ではなく、逸脱方向や健常範囲の境界からの距離を用いることで、異常の程度を示す評価指標を構築できる可能性があると考えられる。本章で検討した 2 次元プロットは異常運動の判別だけでなく異常運動の程度の評価に利用できる可能性があり、評価指標の検討が今後の発展的課題である。

本章では、20 代健常者 30 名分の歩行データから、それぞれ IC 時矢状面傾斜角度の 95% が含まれる区間、FF_s 時前額面傾斜角度の 95% が含まれる区間として健常範囲を作成した。本章での健常範囲の構築方法は、箱ひげ図において外れ値とする基準の算出方法に準じた。

また、今回は転倒リスクがほとんどないと考えられる点から 20 代の健常者の歩行を計測し、健常範囲を設定したが、先行研究から、健常者は年齢によって歩行動作が変わることが示されており[70, 71]、20 代健常者を基準とした場合、今回被験者とした片麻痺者らとは年齢の差があるため、検出された運動の違いとして、運動機能障害による運動異常と、年齢の違いによる運動の違いが混在している可能性がある。運動機能障害による運動異常をより適切に検出するための健常範囲の設定方法や設定の妥当性については今後追究すべき課題である。

これまでの結果から、同じ脳卒中片麻痺者であっても、足部の運動における個人差は大きいことが確認された。これは、もともとの個人差に加え、片麻痺被験者の年齢の違いや発症からの年月の差、また麻痺の度合い等の違いが影響した可能性が考えられる。また被験者らが日常的に受けているリハビリテーションプログラムの違いも影響している可能性がある。しかし、本論文では異常運動の検出法を検討することを目的としていたため、被験者らの詳しい医療情報や日常的に受けているリハビリテーション内容についての情報と異常検出結果の関連性については言及していない。今後の検討として、医学的な診断や脳卒中以外の既往歴、筋力や歩行速度といった臨床的な指標と組み合わせ、より多くの被験者での検証を行い、健常範囲を用いた異常検出結果に対して臨床的な意味づけを行う必要があると考えられる。

また、本章では複数の指標を組み合わせ、異常を検出する方法を提案し、足部 3 次元運動の異常を検出した。本章では足部の異常検出指標を組み合わせ、統合的な足部異常運動の検出を試みたが、足部だけではなく第 5 章で提案した大腿部の異常検出指標を組み合わせれば、大腿部における統合的な異常運動を検出できると考えられる。さらに、大腿部の異常検出に関する指標と足部の異常検出に関する指標を統合することで、大腿部の異常運動と足部の異常運動の関連や、麻痺側大腿部運動と非麻痺側足部運動の関連を確認することができると考えられる。このように本章で検討した方法を用いて様々なセグメントの動作の関連性を確認していくことで、麻痺側で発生した異常運動が他セグメントに及ぼす影響について考察できると考えられる。

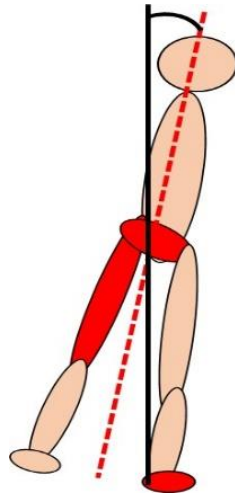


図 6.7 想定される麻痺側上部セグメントの異常運動による非麻痺側への影響
この図では、左側が麻痺側であり、赤の部分（麻痺側大腿部・骨盤）で異常が発生した結果、身体全体が傾き非麻痺側足部に影響が及ぶ可能性を想定している。

6.5 まとめ

本章では、複数の検出指標を利用した異常運動検出法の枠組みを検討し、第 3 章で提案した指標を用いて異常運動を検出した。足部の異常運動の検出法として、3 章で検討した検出指標を利用し、IC 時矢状面傾斜角度と FF_s 時前額面傾斜角度を 2 軸とする 2 次元平面を設定した。次に、設定した 2 次元平面上に健常範囲を設定して、その範囲から外れたストライドを異常が発生していたとして検出する方法を提案した。健常範囲はそれぞれの指標の計測結果を用いて統計的に算出し、各指標において健常者データの 95% が収まる範囲と設定した。設定した健常範囲から逸脱したストライドが検出された場合、異常運動が検出されたストライドの割合を健常範囲外割合として算出し、定量的な異常検出指標とした。

第 3 章で計測した片麻痺者 14 名の歩行時の足部傾斜角度データを用いて、各被験者の麻痺側・非麻痺側それぞれにおける健常範囲外割合を算出し、さらに被験者 14 名分の麻痺側と非麻痺側の指標を健常範囲とともに 2 次元平面上にプロットして運動傾向を可視化した。健常範囲外の割合を示した結果から、麻痺側では健常範囲外割合が高くなる傾向があり、全てのストライドが健常範囲外にプロットされた被験者も確認された。2 次元プロットから運動傾向を可視化したところ、麻痺側の健常範囲の逸脱要因は被験者ごとに異なっていることを把握することができた。このことから、提案法による健常範囲外割合、ならびに健常範囲と各被験者の指標の 2 次元プロットは異常の発生状況を個人ごとに定量的かつ客観的に把握する上で有効であることが示唆された。

さらに、健常者における健常範囲からの逸脱プロットと、片麻痺者のプロット傾向に違いが見られたことから、本章で構築した 2 次元平面を用いて、プロットの方法や健常者プロットからの距離などを利用することで、異常判別だけでなく、異常運動を評価できる可能性が示唆された。2 次元平面を用いた異常運動評価法の検討については今後の発展的課題である。

また、一部の片麻痺者では、非麻痺側でも、健常者の運動から逸脱した異常が頻繁に発生する被験者が存在することが示され、麻痺側だけでなく非麻痺側の異常検出、さらに大腿部運動等のセグメントとの複合的な評価による異常検出の必要性が示唆された。

本章では複数の指標を組み合わせて異常を検出する方法を提案し、有効性を示した。本章で提案した方法を足部異常運動の検出指標だけでなく、第 5 章で提案した大腿部の異常運動検出指標に対して用いることで、麻痺側と非麻痺側の大腿部異常運動の関係性や、足部と大腿部の異常運動の関連性を検証できると考えられる。

第7章 結論

脳卒中患者の運動異常に対し、近年ロボットスーツや機能的電気刺激といった、工学的な制御技術を応用したリハビリテーションシステムの研究が広く行われており、その有効性が注目されている。更に、これらの研究成果の一部は医療機器として、臨床現場や日常生活に広がりつつある。しかし、脳卒中による運動機能障害は個人差が大きく、上記のリハビリテーション・歩行補助システムを適用した場合の改善も患者によって異なる場合が存在し、リハビリテーションにおける問題の一つとなっている。このような現状から、患者の症状を正確に把握することで適切なリハビリテーション法や運動補助具を適用する、リハビリテーションの最適化が必要である。現状、リハビリテーション現場では定量的な運動機能評価として TUG(Time up and go; TUG)テストをはじめとした運動テストが実施されているが、これらの評価方法では患者の各セグメントにおける詳細な異常まで検出することは難しい。また、現在リハビリテーション現場で実施されている異常運動の評価のほとんどは視覚情報や患者本人からの申告情報に基づいており、評価者によるばらつきが大きい。そこで先行研究では臨床応用に適した運動計測装置として慣性センサを用いた方法が提案されてきた。しかし、慣性センサを用いて運動計測を実施する場合、センサ座標系と、身体に臨時的に定義された解剖学的座標系に差異が発生すると、計測結果に影響が表れることが問題となる場合がある。この問題に対し、解剖学的座標系とセンサ座標系の差異を校正する方法がいくつか提案されているが、いずれも臨床現場で運動機能障害者に対して適用することは利便性および安全性の面から難しい。そこで、本研究では座標系の校正が不要であり臨床現場での利便性が高い、脳卒中片麻痺者の異常運動の検出指標の構築を目的とした。

第 2 章では、我々のグループでの先行研究で不十分であった、リファレンスと慣性センサとの座標系の差異を補正した精度評価を実施した。その結果、2 次元的な運動や 3 次元的な運動両方において、安定した精度で運動を計測できることが示された。したがって、歩行速度が速く、歩行中の運動が 2 次元である健常者や、歩行速度が遅く、歩行中に 3 次元的な異常運動が発生する可能性のある片麻痺者でも問題なく運動を計測し、比較できることが確認された。

第 3 章では、立脚初期の足部の 3 次元運動に着目し、足関節が前額面内で異常な運動をしている状態で荷重開始していないか、接地時に十分な背屈方向への傾斜が得られており爪先から接地していないかを異常運動として検出する観点で、指標を提案し、その有効性を検討した。まず、初期接地 (Initial Contact; IC) 時における足部矢状面傾斜角度と、矢状面運動停止地点 (Foot Flat in the sagittal plane; FF_s) における足部前額面傾斜角度を検出指標として提案し、片麻痺者と健常者でそれぞれの指標を比較した。その結果、IC 時矢状面傾斜角度や FF_s 時前額面傾斜角度の平均値と、健常者平均との間に違いがあること、片麻痺者の平均値に個人差があること、非麻痺側においても健常者との違いがみられる場合があることが確認でき、提案した指標が、片麻痺者の歩行時の足部の 3 次元異常運動を検出

する上で、有効になることが示唆された。また、非麻痺側でも接地時の傾斜角度が健常者と異なる傾向が見られたことから、足部だけでなく大腿部や体幹を含めた統合的な評価指標を検討する必要があることが示唆された。また、今回の計測では臨床現場での利便性を考慮し、センサ座標系と解剖学的座標系の校正を行わずに計測・解析を行った。健常者 30 名、両脚分の指標を比較したところ、健常者にも左右差や個人差が見られたが、片麻痺者において見られた IC 時矢状面傾斜角度が 5 deg を下回る状態や、FF_s 時の前額面傾斜角度が -10 deg となるような状態は健常者群には見られず、片麻痺者の足部運動を明らかな異常として判別可能であった。このことから、足部においては異常検出の際、利便性を重視する場合座標系の校正は省略可能であることが示唆された。

第 4 章では、片麻痺者と健常者の大腿部ベクトル先端軌跡を比較し、健常者では軌跡が直線状であるのに対し、一部の片麻痺者では軌跡が膨らんでおり、ベクトル軌跡の形状に異常が現れることを確認した。この結果から、x 軸方向動作幅が大腿部の異常運動を検出する上で有効になる可能性があると考えられた。しかし、x 軸方向動作幅を用いて評価を試みた結果、健常者 30 名の歩行計測結果で個人差や左右差が激しく、健常者で直線状のベクトル軌跡を示す被験者でも、センサ座標系と身体座標系の差異の影響により、軌跡全体が斜め方向に傾いてしまい、x 軸方向動作幅が大きくなる場合が見られた。健常被験者の中には x 軸方向動作幅が片麻痺者よりも大きくなる被験者も見られたことから、座標系の校正なしでは x 軸方向動作幅を用いて健常者と片麻痺者を区別することは困難であることが示された。したがって、座標系の校正を行わずに片麻痺者の大腿部運動傾向を検出するために、座標系の差異の影響を受けず校正の必要がない検出指標を作成する必要性が示された。

第 5 章では、第 4 章の結果を受け、臨床現場での利便性を重視し、座標系の校正が不要な、大腿部 3 次元異常運動を検出するための指標として、1 スライドのベクトル軌跡に対して補助線を引き、補助線とベクトル軌跡の各点との距離 d を求め、その最大値である d_{\max} を利用することを提案した。最初に、 d_{\max} の有効性を健常者の歩行データで検証し、ベクトル軌跡の左右方向動作を適切に定量化できることを確認した。次に、歩行中の大腿部の異常動作を検出する指標として、 d_{\max} に関連する指標である $d_{\text{stance_max}}$, $d_{\text{swing_max}}$, $d_{\text{stance_max_t}}$, $d_{\text{swing_max_t}}$ を提案し、健常者と片麻痺者で比較を行い、これらの指標が大腿部の異常運動検出に利用可能であることが示唆された。また、 d_{\max} となる歩行事象タイミングを示す指標 $d_{\text{stance_max_t}}$, $d_{\text{swing_max_t}}$ に関しては、 d_{\max} が小さく、軌跡が直線状であった場合と d_{\max} が大きく軌跡がふくらみをもつ形状であった場合に意味が異なる可能性があることから、単独で異常検出指標として使用するのではなく、 d_{\max} の大きさに関連する指標と組み合わせて異常検出指標として使用する必要性が示唆された。

第 3 章から第 5 章では、異常運動の検出のための指標を検討してきた。その中で、単独の指標による異常検出ではなく、複数の指標を組み合わせた異常検出の必要性が示された。そこで第 6 章では、複数の検出指標を利用した異常運動検出法の枠組みを検討し、第 3 章

で提案した指標を用いて異常運動の検出を試みた。足部の異常運動の検出法として、3章で検討した検出指標を利用し、IC 時矢状面傾斜角度と FF_s 時前額面傾斜角度を検出軸として設定し、各検出軸に健常範囲を設定して、その範囲から外れた場合を異常運動であるとして検出する方法を提案した。まず、各指標で統計的に健常者全データの 95 % が収まる範囲と健常範囲として設定した。設定した健常範囲から逸脱したストライドで異常運動を行っているとして検出し、異常運動が検出されたストライドの割合を健常範囲外割合として算出し、定量的な異常検出指標とした。片麻痺者の歩行時の麻痺側・非麻痺側それぞれにおける健常範囲外割合や 2 次元平面プロットから評価を試みたところ、健常範囲外割合には個人差があるほか、麻痺側の健常範囲の逸脱要因は被験者ごとに異なっていることが確認されたことから、提案法による健常範囲外割合、ならびに健常範囲と各被験者の指標の 2 次元プロットは、異常の発生状況を個人ごとに定量的かつ直感的に把握する上で有効になると期待できる。さらに、健常者における健常範囲からの逸脱プロットと、片麻痺者のプロット傾向に違いが見られたことから、本章で構築した 2 次元平面を用いて、プロットの方法や健常者プロットからの距離などを利用することで、異常判別だけでなく、異常運動を評価できる可能性が示唆された。2 次元平面を用いた異常運動評価法の検討については今後の発展的課題である。

本研究を通して、片麻痺者の足部と大腿部に着目し、異常運動の検出法を検討した。その中で、実際の片麻痺者の歩行を計測し、検討した検出法を用いて健常者との比較を行った結果、第 3 章、第 5 章、第 6 章で、大腿部と足部で一部の片麻痺者では非麻痺側でも、健常者の運動から逸脱した異常が頻繁に発生することが示された。この原因として、麻痺側で発生した異常運動に対し、非麻痺側で代償動作を行っている可能性が考えられるが、本研究では足部と大腿部、麻痺側と非麻痺側の関係性については検討しなかったため、原因は追及できなかった。複数の検出指標を組み合わせることで異常運動を検出する方法については第 6 章で足部の検出指標を用いて検討したが、さらに麻痺側大腿部と非麻痺側足部の関係性や、非麻痺側大腿部と麻痺側大腿部の関係性など、他セグメント同士での異常運動の発生状況を統合して検証することが今後の課題であると考えられる。また、医学的な診断や脳卒中以外の既往歴、筋力や歩行速度といったより詳細な指標と組み合わせ、検出結果に対して臨床的な意味づけをしていく必要があると考えられる。

参考文献

1. 厚生労働省, 平成 26 年 (2014) 患者調査の概況, 2015.
2. 厚生労働省, 平成 28 年 (2016) 国民生活基礎調査の概況, 2017.
3. 厚生労働省, 平成 23 年度, 医療費の動向, 2012.
4. 厚生労働省, 平成 28 年度, 医療費の動向, 2017.
5. 厚生労働省, 介護費用と保険料の推移,
<https://www5.cao.go.jp/keizai-shimon/kaigi/special/reform/wg1/291108/shiryoku1-8.pdf> (2018.12.25 確認)
6. 今井明, 鈴木ひろみ, 渡辺晃紀, 梅山典子, 塚田三夫, 中村勤, 松崎圭一, 加藤開一郎, 富保和宏, 脳卒中患者の生命予後と死因の 5 年間にわたる観察研究, 栃木県の調査結果とアメリカの報告との比較, 第 35 回日本脳卒中学会, vol.32, pp.572-578, 2010.
7. Li Kainan and Zheng Yingjie, Internal fixation versus conservative treatment for elderly patients with a trochanteric hip fracture in conjunction with post-stroke hemiplegia, *Injury*, vol.47(10), pp.2169-2172, 2016. DOI: 10.1016/j.injury.2016.07.011
8. Kang Huo, Syer I Hashim, Kimberley LY yong, Hua Su and Qiu-Min Qu, Impact and risk factors of post-stroke bone fracture, *World journal of experimental medicine*, vol.20, 6(1), pp.1-8, DOI: 10.5493/wjem.v6.i1.1
9. L. Wallard, G. Dietrich, Y. Kerlirzin, and J. Bredin, Effects of robotic gait rehabilitation in the chronic hemiplegic patients, *Clinical Neurophysiology*, vol.45, pp.215-219, 2015. DOI: 10.1016/j.neucli.2015.03.002
10. Eva Swinnen, David Beckwee, Romain Meeusen, Jean-pierre Baeyens, and Eric Kerckhofs, Does robot-assisted gait rehabilitation improve balance in stroke patients?, *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol.21(2), pp.87-100, 2014. DOI: 10.1310/tsr2102-87
11. Junhyun Sung, Sehoon Choi, Hyunbae Kim, Gyuhun Lee, Changsoo Han, Younghoon Ji, Dongbin Shin, Seunghoon Hwang, Deokwon Yun, Hyeyoun Jang, and Mi Jung Kim, Feasibility of rehabilitation training with a newly developed, portable, gait assistive robot for balance function in hemiplegic patients, *Annals of Rehabilitation Medicine*, vol.41(2), pp.178-187, 2017. DOI:10.5535/arm.2017.41.2.178
12. Maijke van Bloemendaal, Sicco A. Bus, Charlotte E. de Boer, Frans Nollet, Alexander C. H. Geurts, and Anita Beelen, Gait training assisted by multi-channel functional electrical stimulation early after stroke: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*, vol.17(477), 2016. DOI: 10.1186/s13063-016-1604-x
13. L. Wallard, G. Dietrich, Y. Kerlirzin, and J. Bredin, Effects of robotic gait rehabilitation on biomechanical parameters in the chronic hemiplegic patients. *Neurophysiologie Clinique*, 2015(45), pp.215-219, 2015. DOI: 10.1016/j.neucli.2015.03.002

14. Naoto Miura, Hiroki Saito, Kiyokazu Akasaka, Tatu Suzuki, and Takashi Watanabe, Development of wireless FES control system for the ankle joint and its clinical test with a hemiplegic patient, 第 50 回日本生体医工学会大会, vol.49, 2011.
15. Tamsyn Street, Ian Swain, and Paul Taylor, Training and orthotic effects related to functional electrical stimulation of the peroneal nerve in stroke, *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol.49, pp.113-119, 2017. DOI: 10.2340/16501977-2181
16. 遠藤駿, 渡邊高志, 村上克徳, 熊谷芳美, 久家直巳, 片麻痺者の歩行リハビリテーションにおける FES による随意背屈誘発補助の基礎的検討, *Proceedings of the 27th symposium on Biological and Physiological Engineering*, pp.191-195, 2012.
17. CYBERDYNE, HAL, <https://www.cyberdyne.jp/products/HAL/>. (2018.12.25 確認)
18. Katie M Wilkie, Jane E Shiels, Cathy Bulley and Liza G Salisbury, Functional electrical stimulation (FES) impacted on important aspects of my life: a qualitative exploration of chronic stroke patient's and career's perceptions of FES in the management of dropped foot, *Physiotherapy theory and practice*, vol.28(1), 2012.
DOI: 10.3109/09593985.2011.563775
19. Roos van Swingchem, Hanneke J.R. van Duijnhoven, Jasper den Boer, Alexander C. Geurts, Vivian Weerdesteyn, Effect of peroneal electrical stimulation versus an ankle foot orthosis on obstacle avoidance ability in people with stroke-related foot drop, *Physical Therapy*, vol.92, 2012. DOI: 10.2522/ptj.20100405
20. Taylor Paul N, Burridge Jane H, Dunkerley Anna L, Lamb A, Wood Duncan E, Norton Jonathan A and Swain Ian D, Patient's perceptions of the Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS), *Clinical Rehabilitation*, vol13(5), pp.439-446, 1999. DOI: 10.1191/026921599677086409
21. 潮見泰蔵, 臨床における動作分析の定量化の試み, *理学療法学*, vol.24(3), 114-119, 1997.
22. 谷川 広樹, 大塚 圭, 村岡 慶裕, 伊藤 慎英, 山田 純也, 才藤 栄一. 視診による歩行分析における評価者間信頼性の検討, *東海北陸理学療法学術大会誌*, 2008.
23. Angelo Maria Sabatini, Variable-state-dimension Kalman-based filter for orientation determination using inertial and magnetic sensors, *Sensors*, vol.12, pp.8491-8506, 2012. DOI: 10.3390/s120708491
24. Milica D. Djuric-Jovicic, Nenad S. Jovicic, Dejan B. Popovic, and Antonije R Djordjevic, Nonlinear optimization for drift removal in estimation of gait kinematics based on accelerometers, *Journal of Biomechanics*, vol.45, pp.2849-2854, 2012. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.028
25. Tri Nhut Do and Young Soo Suh, Gait analysis using floor markers and inertial sensors, *Sensors*, vol.12, pp.1594-1611, 2012. DOI: 10.3390/s120201594
26. A. Findlow, J. Y. Goulermas, C. Nester, D. Howard and L.P.J. Kenney, Predicting lower

- limb joint kinematics using wearable motion sensors, *Gait & Posture*, vol.28, pp.120-126, 2008. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.001
27. Ales Janota, Vojtech Šimák, Dusan Nemec and Jozef Hrbček, Improving the precision and speed of euler angles computation from low-cost rotation sensor data, *Sensors*, vol.15, pp.7016-7039, 2015. DOI: 10.3390/s150307016
 28. Shigeru Tadano, Ryo Takeda, and Hiroaki Miyagawa, Three dimensional gait analysis using wearable acceleration and gyro sensors based on quaternion calculations, *Sensors*, vol.13, pp.9321-9343, 2013, DOI: 10.3390/s130709321
 29. Roberto G. Valenti, Ivan Dryanovski, and Jizhong Xiao, Keeping a good attitude: A quaternion-based orientation filter for IMUs and MARGs, *Sensors*, vol.15, pp.19302-19330, 2015. DOI:10.3390/s150819302
 30. Tom Chau, Sidra Rizvi, Automatic stride interval extraction from long highly variable and noisy gait timing signals, *Human Movement Science*, vol.21, pp.495-514, 2002.
 31. Alper Köse, Andrea Cereatti and Ugo Della Croce, Bilateral step length estimation using a single inertial measurement unit attached to the pelvis, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol.9(9), 2012. DOI: 10.1186/1743-0003-9-9
 32. Benoit Mariani, Constanze Hoskovec, Stephane Rochat, Christophe Büla, Julien Penders and Kamiar Aminian, 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors, *Journal of Biomechanics*, vol.43, pp.2999-3006, 2010. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.07.003
 33. Q. Li, M. Young, V. Naing, and J. M. Donelan, Walking speed estimation using a shank-mounted inertial measurement unit, *Journal of Biomechanics*, vol.43, pp.1640-1643, 2010. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.01.031
 34. Shouzhi Yang and Qingguo Li, Inertial sensor-based methods in walking speed estimation: a systematic review, *Sensors*, vol.12, pp.61402-6116, 2012, DOI: 10.3390/s120506102
 35. Mourad Benoussaad, Benoît Sijobert, Katja Mombaur and Christine Azevedo Coste, Robust foot clearance estimation based on the integration of foot-mounted IMU acceleration data, *Sensors*, vol.16(12), 2016. DOI:10.3390/s16010012
 36. Braveena K. Santhiranayagam, Daniel T.H. Lai, W.A. Sparrow, Rezaul K. Begg, A machine learning approach to estimate minimum toe clearance using inertial measurement units, *Journal of Biomechanics*, vol.48, pp.4309-4316, 2015. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.10.040
 37. Christine Azevedo Coste, Jovana Jovic, Roger Pissard-Gibollet and Jérôme Froger, Continuous gait cycle index estimation for electrical stimulation assisted foot drop correction, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol.11(1), 2014.

38. Darwin Gouwanda, and Alpha Agape Gopalai, A robust real-time gait event detection using wireless gyroscope and its application on normal and altered gaits, *Medical Engineering and Physics*, vol.37, pp.219-225, 2015.
DOI: /10.1016/j.medengphy.2014.12.004
39. Yanwei Guo, Guoru Shao, Qianqian Liu, Zhanyong Mei, Kamen Ivanov, and Lei Wang, Balance and knee extensibility evaluation of hemiplegic gait using an inertial body sensor network, *Biomedical Engineering Online*, vol.12(83), 2013.
40. Jan M. Jasiewicz, John H.J. Allum, James W. Middleton, Andrew Barriskill, Peter Condie, Brendan Purcell and Raymond Che Tin Li, Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals, *Gait & Posture*, vol.24, pp.502-509, 2006.
DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.12.017
41. Che-Chang Yang, Yeh-Liang Hsu, Kao-Shang Shih and Jun-Ming Lu, Real-time gait cycle parameter recognition using a acclerometry system, *Sensors*, vol.11, pp.7314-7326, 2011. DOI:10.3390/s110807314
42. Yuta Teruyama and Takashi Watanabe, Effectiveness of variable-gain Kalman filter based on anble error calculated from acceleration signals in lower limb angle measurement with inertial sensors, *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2013, Article ID 398042,. DOI: 10.1155/2013/398042.
43. 峯岸由佳, 渡邊高志, 古瀬則夫. 簡易歩行評価のための足部ジャイロスコープによる健康者の歩行事象の解析. *バイオメカニズム学会誌*, vol.34(1), pp.63-67, 2010.
44. Takashi Watanabe, Yuta Teruyama and Kento Ohashi, Comparison of angle measurements between integral-based and quaternion-based methods using inertial sensors for gait evaluation, *Communications in Computer and Information Science*, vol.511, pp. 274-288, 2016.
45. Takashi Watanabe, Shun Endo, Ryusei Morita, Development of a prototype of portable FES rehabilitation system for relearning of gait for hemiplegic subjects, *Healthcare Technology Letters*, vol.4(3), pp. 284-289, 2016. DOI: 10.1049/htl.2016.0045
46. 山本澄子, 脳血管障害の歩行分析, *理学療法科学*, vol.17(1), pp.3-10, 2002.
47. Qingguo Li, and Jun-Tian Zhang, Post-trial anatomical frame alignment procedure for comparison of 3D joint angle measurement from magnetic/inertial measurement units and camera-based systems. *Physiological Measurement*, vol.35, pp.2255-2268, 2014.
DOI: 10.1088/0967-3334/35/11/2255
48. Maria Cristina Bisi, Rita Stagni, Alessio Caroselli, and Angelo Cappello, Anatomical calibration for wearable motion capture systems: Video calibrated anatomical system technique, *Medical Engineering and Physics*, vol.37(8), pp. 813-819, 2015. DOI:

10.1016/j.medengphy.2015.05.013

49. Pietro Picerno, Andrea Cereatti, and Aurelio Cappozzo, Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules, *Gait & Posture*, vol.28(4), pp. 588–595, 2008. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.04.003
50. Thomas Seel, Jörg Raisch, and Thomas Schauer, IMU-based joint angle measurement for gait analysis, *Sensors*, vol.14(4), pp. 6891–6909, 2014. DOI: 10.3390/s140406891
51. Daniel Laidig, Thomas Schauer, and Thomas Seel, Exploiting kinematic constraints to compensate magnetic disturbances when calculating joint angles of approximate hinge joints from orientation estimates of inertial sensors, 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 971–976, 2017.
52. Philipp Muller, Marc-André Bégin, Thomas Schauer, and Thomas Seel, Alignment-Free, Self-Calibrating Elbow Angles Measurement Using Inertial Sensors, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol.21(2), pp. 312–319, 2017.
53. J. Favre, B. M. Jolles, R. Aissaoui, and K. Aminian, Ambulatory measurement of 3D knee joint angle, *J. Biomech.*, vol. 41(5), pp. 1029–1035, 2008.
DOI: :10.1016/j.jbiomech.2007.12.003
54. Hao Yang and Juntao Ye, A calibration process for tracking upper limb motion with inertial sensors, 2011 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, vol.1, pp.618–623, 2011. DOI: 10.1109/ICMA.2011.5985732
55. Josien C. van den Noort, Suzanne H. Wiertsema, Karin M. C. Hekman, Casper P. Schönhuth, Joost Dekker, and Jaap Harlaar, Reliability and precision of 3D wireless measurement of scapular kinematics, *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 52(11), pp. 921–931, 2014. DOI: 10.1007/s11517-014-1186-2
56. Karol J. O'Donovan, Roman Kamnik, Derek T. O'Keeffe, and Gerard M. Lyons, An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement, *Journal of Biomechanics*, vol. 40(12), pp. 2604–2611, 2007. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.12.010
57. Eduardo Palermo, Stefano Rossi, Francesca Marini, Fabrizio Patanè, and Paolo Cappa, Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis, *Measurement*, vol. 52(1), pp. 145–155, 2014. DOI: 10.1016/j.measurement.2014.03.004
58. Laura Susana Vargas-Valencia, Arlindo Elias, Eduardo Rocon, Teodiano Bastos-Filho, and Anselmo Frizera, An IMU-to-Body alignment method applied to human gait analysis,” *Sensors*, vol. 16(12), 2016. DOI: 10.3390/s16122090 www
59. Benedikt Fasel, Jörg Spörri, Pascal Schütz, Silvio Lorenzetti, and Kamiar Aminian, Validation of functional calibration and strap-down joint drift correction for computing 3D joint angles of knee, hip, and trunk in alpine skiing, *PLoS One*, vol. 12(7), pp. 1–17,

2017. DOI: 10.1371/journal.pone.0181446
60. Weisheng Kong, Salvatore Sessa, Massimiliano Zecca, and Atsuo Takanishi, Anatomical calibration through post-processing of standard motion tests data, *Sensors*, vol. 16(12), pp. 1–21, 2016. DOI: 10.3390/s16122011
 61. A. Brennan, J. Zhang, K. Deluzio, and Q. Li, Quantification of inertial sensor-based 3D joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal, *Gait & Posture*, vol. 34(3), pp. 320–323, 2011. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.05.018
 62. 海老原匠, 塩谷真帆, 渡邊高志, 日常生活における自由歩行評価のための慣性センサを用いた膝関節角度の計測に関する基礎的検討, *信学技報*, vol.116(312), pp.29-34, 2016.
 63. 塩谷真帆, FES 歩行リハビリテーションシステムのための慣性センサを用いた下肢三次元運動の評価に関する研究, 東北大学大学院医工学研究科 修士学位論文, 2015.
 64. 佐藤晴彦, “使い心地快適 OPTOTRAK, ” *バイオメカニズム学会誌*, vol.32(4), pp.247-251, 2008.
 65. OPTOTRAK: <https://www.ndigital.com/msci/products/optotrak-certus/> (2018.12.25 確認)
 66. 無線型慣性センサ(WAA-010) : <http://www.atr-p.com/support/support-sensor10.html> (2018.12.25 確認)
 67. Daniel L. Benoit, Dan K. Ramsey, Mario Lamontagne, Lanyi Xu, Per Wretenberg and Per Renstrom, Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo, *Gait & Posture*, vol. 24, pp. 152–164. 2006. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.04.012
 68. Roy Tranberg and Dan Karlsson, The relative skin movement of the foot: a 2-D roentgen photogrammetry study, *Clinical Biomechanics*, vol. 13(1), pp. 71-76, 1998.
 69. Maho Shiotani, Takashi Watanabe, A Basic Study on Quantitative Evaluation of 3-dimensional Foot Contact with an Inertial Sensor for FES Foot Drop Correction, 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 6684-6687, 2015. DOI: 10.1109/EMBC.2015.7319926.
 70. Jeong-Ho Park, Martina Mancini, Patricia Carlson-Kuhta, John G. Nutt and Fay B. Horak, Quantifying effects of age on balance and gait with inertial sensors in community-dwelling healthy adults, *Experimental Gerontology*, vol.85, pp.48–58, 2016. DOI: 10.1016/j.exger.2016.09.018
 71. M.C. Bisi, and R. Stagni, Complexity of human gait pattern at different ages assessed using multiscale entropy: From development to decline, *Gait & Posture*, vol.47, pp. 37-42, 2016. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.04.001
 72. Kerrigan Casey, Frates Elizabeth, Rogan Shannon, and Riley Patrick, Hip hiking and circumduction: quantitative definitions, *American Journal of Physical Medicine &*

Rehabilitation, vol.79 (3), pp.247-252, 2000.

73. Michael D Lewek, Theresa H Cruz, Jennifer L. Moore, Heidi R. Roth, Yasin Y. Dhaher, and T. George Hornby, Allowing intralimb kinematic variability during locomotor training poststroke improves kinematic consistency: A subgroup analysis from a randomized clinical trial, *Physical Therapy*, vol.89 (8), pp.829-839, 2009. DOI: 10.2522/ptj.20080180
74. George Chen, Carolynn Patten, Dhara H. Kothari, and Felix E. Zajac, Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds, *Gait & Posture*, vol.22, pp.51-56, 2005. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2004.06.009
75. Maho Shiotani, Takashi Watanabe, A Basic Study on a Method of Evaluating 3-dimensional Foot Movements in Walking, *IEEE-EMBS International Conferences on Biomedical and Health Informatics (BHI 2014)*, pp.543-546 2014. DOI: 10.1109/BHI.2014.6864422
76. Maho Shiotani, Takashi Watanabe, A Preliminary Study on Evaluation of circumduction movement during gait with Wireless Inertial Sensors. 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.5828-5831 2014.
77. IBM Knowledge Center: <https://www.ibm.com/support/knowledgecenter/ja/> (2018.12.25 確認)

謝辞

本研究を進めるにあたり，終始ご指導頂き，数々の有益な助言を賜りました東北大学大学院 医工学研究科 渡邊 高志 教授に深く御礼申し上げます。

本論文の審査に際し，様々な観点から貴重なご意見を賜りました．東北大学大学院 医工学研究科 リハビリテーション医学 出江 紳一 教授，東北大学 サイバーサイエンスセンター先端情報技術研究部 吉澤 誠 教授に心より御礼申し上げます。

また，本研究での計測にご協力いただいた被験者の方々に，心よりお礼申し上げます。

さらに，渡邊研究室の先輩方や，後輩の皆様には，研究に関する議論のみならず，研究室生活全般において，大変お世話になりました．心より感謝致します。

最後に，本学での学生生活を支えて下さった父母をはじめとする家族に心より感謝致します。

研究業績

学術論文

1. 塩谷真帆, 渡邊高志
慣性センサを用いた大腿部ベクトル推定による片麻痺者歩行の 3 次元運動異常の検出可能性
バイオメカニズム学会誌, vol.43, no.1, 2019. (印刷中)
2. 塩谷真帆, 渡邊高志, 村上克徳, 久家直巳
慣性センサを用いた大腿部 3 次元運動計測による歩行時の異常運動検出法の検討
生体医工学, (印刷中).

国際学会における発表 (査読あり)

1. Maho Shiotani, and Takashi Watanabe,
A Basic Study on Quantitative Evaluation of 3-dimensional Foot Contact with an Inertial Sensor for FES Foot Drop Correction.
37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, FrBPoT15.7, 2015. 4pages.
2. Takashi Watanabe, Kodai Miyazaki, Maho Shiotani, Andrew Symonds, Catherine Holloway, and Tatsuto Suzuki,
A Basic Study on Temporal Parameter Estimation of Wheel Chair Propulsion based on Measurement of Upper Limb Movements Using Inertial Sensors.
2016 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, SMC 2016, 2016. 5pages.

国内学会における発表 (査読なし)

1. 塩谷真帆, 渡邊高志
3 次元運動計測精度評価における異なる計測システム間の座標系設定法に関する検討.
第 55 回日本生体医工学学会大会, 2016.
2. 海老原匠, 塩谷真帆, 渡邊高志
日常生活における自由歩行評価のための慣性センサを用いた膝関節角度の計測に関する基礎的検討.
電子情報通信学会技術研究報告 (ME とバイオサイバネティックス研究会), vol.116(312), MBE2016-54, pp.29-34, 2016.

特許

1. 渡邊高志, 塩谷真帆
運動測定装置ならびに運動測定方法
特願 2015-217053
公開日 平成 27 年 12 月 7 日
2. 渡邊高志, 塩谷真帆
運動測定装置
特願 2016-43092
公開日 平成 28 年 4 月 4 日
3. 渡邊高志, 小林大亮, 塩谷真帆
歩行測定装置, 歩行測定方法及び歩行測定方法をコンピュータに実行させるためのプログラム
特願 2016-202381
公開日 平成 28 年 12 月 8 日

その他の業績

国際学会における発表 (査読あり)

1. Maho Shiotani, and Takashi Watanabe,
A Basic Study on a Method of Evaluating 3-dimentional Foot Movements in Walking
IEEE-EMBS Int. Conf. Biomed. Health Informatics (BHI 2014), TuAT4.1, 2014.
2. Maho Shiotani, and Takashi Watanabe
A Preliminary Study on Evaluation of circumduction movement during gait with Wireless Inertial Sensors
36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, FD13.4, 2014.

国際学会における発表 (査読なし)

1. Maho Shiotani, and Takashi Watanabe
A Basic Study on Measurement of 3-dimensional Foot Movements during Gait Using an Inertial Sensor.
The Joint Symposium of 9th International Symposium on Medical, Bio-and Nano-Electronics, and 6th International Workshop on Nanostructures & Nanoelectronics, p.69, 2015.
2. M.Shiotani, T. Watanabe, K. Murakami, Y. Kumagai, and N. Kuge
A basic study on evaluation of ankle dorsiflexion by measurement in sitting position for FES-assited foot drop correction.

The Joint Symposium of 8th International Symposium on Medical, Bio-and Nano-Electronics, and 5th International Workshop on Nanostructures & Nanoelectronics, pp.95-96, 2014.

3. Maho Shiotani, Takashi Watanabe, Shun Endo, Katsunori Murakami, Yoshimi Kumagai, and Naomi Kuge,
A basic study on evaluation of 3dimensional foot movement for FES-assisted foot drop correction.
Inovative Reasarch for Biosis-Abiosis Intelligent Interface Symposium, p.94, 2014.
4. Maho Shiotani, Takashi Watanabe
A preliminary study on analyzing 3-dimentional foot movements in 10m walking with FES-assisted foot drop correction
35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2013 IEEE EMBC Short Papers No.3065, 2013.

国内学会における発表（査読なし）

1. 柄澤勇太, 塩谷真帆, 只野卓巳, 渡邊高志, 半田康延
片麻痺者での FES を用いた足こぎ車いすリハビリテーションの効果に関する基礎的検討
電子情報通信学会技術研究報告（ME とバイオサイバネティックス研究会）, vol.114(514), MBE2014-131, pp.85-88, 2015.
2. 小林大亮, 塩谷真帆, 渡邊高志
着床時に着目した歩行中の足部三次元動作の評価方法に関する基礎的検討
第 35 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.153-156, 2014.
3. 塩谷真帆, 渡邊高志, 遠藤駿, 村上克徳, 熊谷芳美, 久家直巳
A Basic Study on Estimation of Foot Dorsiflexion Movement during Walking from Measurement in Sitting Position for FES-Assisted Foot Drop Correction.
第 53 回日本生体医工学会大会, in CD-ROM, 2014.
4. 塩谷真帆, 渡邊高志, 遠藤駿, 村上克徳, 熊谷芳美, 久家直巳
片麻痺者の FES による下垂足歩行矯正における足部動作 3 次元解析に関する基礎的検討
第 34 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.27-30, 2013.